

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

**Analýza závislosti rychlosti pulzní vlny na neinvazivním měření
krevního tlaku**

Analysis of relationship between PWV and noninvasive BP

Zadání bakalářské práce

Student: **Tereza Bardaševská**
Studijní program: **B2649 Elektrotechnika**
Studijní obor: **3901R039 Biomedicínský technik**
Téma: **Analýza závislosti rychlosti pulsní vlny na neinvazivním měření krevního tlaku**
Analysis of Relationship between PWV and Noninvasive BP
Jazyk vypracování: **čeština**

Zásady pro vypracování:

1. Teoretický rozbor šíření pulsní vlny.
2. Rešerše dané problematiky.
3. Návrh metodiky měření.
4. Analýza naměřených signálů.
5. Zhodnocení dosažených výsledků závěrečné práce.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] SALVI, Paolo a Nicoletta ABBONDANZA. *Pulse waves: how vascular hemodynamics affects blood pressure*. Milan: Springer, c2012, xii, 138 s. ISBN 978-88-470-2438-0.
[2] WESTERHOF, N a David R GROSS. *Vascular dynamics: physiological perspectives*. New York: Plenum Press, c1989, ix, 320 p. NATO ASI series, v. 166. ISBN 0306432102.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Lukáš Peter**

Datum zadání: **01.09.2015**

Datum odevzdání: **29.04.2016**


doc. Ing. Jiří Koziořek, Ph.D.
vedoucí katedry




prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

„Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.“

V Ostravě 29. 4. 2015


.....

Poděkování:

Ráda bych poděkovala vedoucímu své bakalářské práce Ing. Lukáši Peterovi za odborné vedení, pomoc a vstřícnost při zpracování této práce.

Abstrakt

Cílem této práce bylo dokázat závislost pre-ejekční periody na velikosti neinvazivně měřeného krevního tlaku, spolu s prokázáním souvislosti tohoto časového zpoždění mezi věkem a fyzickou aktivitou. Na základě stanovení časových zpoždění u třiceti jedinců, rozdělených do věkových kategorií, byl zjištěn významný vliv fyzické aktivity na měřených parametrech. Za tímto účelem byl využit sestrojený fonokardiografický přístroj a multikanálový pletysmograf. Naměřená data byla zpracována v programu MATLAB R2015a a statisticky vyhodnocena na základě regresní analýzy. U všech pozorovaných osob došlo k poklesu časových zpoždění po vykonání sportovní činnosti. Naopak osoby měřené opakovaně pouze v klidu, ve většině případů, nevykazovaly významné rozdíly hodnot. Došlo také k předpokládanému prokázání vztahu mezi krevním tlakem a časovými zpožděními, kdy s každým zvýšením tlaku klesly hodnoty PEP, PAT a PTT. Rovněž byl prokázán vliv stáří na velikosti měřených veličin, přičemž, až na výjimky, platilo, že s rostoucím věkem klesala velikost jednotlivých časových zpoždění.

Klíčová slova

Pulzní vlna, rychlost šíření pulzní vlny, neinvazivní snímání, krevní tlak, pletysmografie, fonokardiografie, EKG, pre-ejekční perioda, časová zpoždění

Abstract

The aim of this thesis was to prove a relation between a pre-ejection period and values of noninvasive measured blood pressure, and to demonstrate how the age can be connected with physical activities. Based on evaluation of time delays of thirty people divided into different age categories, there was found out an important influence of a physical activity on measured parameters. For this purpose there were used a constructed phonocardiographic device and a multi-channel plethysmographic device. Measured signals were elaborated in the MATLAB R2015a programme and evaluated statistically with the regressive analysis. All observed people had smaller time delays after doing a sports activity. On the contrary values of people measured at rest in most cases, did not show significant differences. Not surprisingly there was proved a connection of blood pressure with time delays – with higher pressure, the values of PEP, PAT and PTT were lower. The thesis also demonstrated the influence of the age on the measurement quantities which means that, with a few exceptions, the older the measured person was, the lower single time delays he had.

Key words

Pulse wave, pulse wave velocity, noninvasive monitoring, blood pressure, plethysmography, phonocardiography, ECG, pre-ejection period, time delays

Obsah

Seznam zkratk.....	8
Seznam obrázků.....	9
Seznam tabulek.....	11
Úvod.....	12
1 Arteriální systém	13
1.1 Stavba a funkce cév.....	13
2 Pulzní vlna	13
2.1 Tvar pulzní vlny	14
2.2 Centrální a periferní pulzní vlna	15
3 Tuhnutí a roztažnost cév	15
3.1 Tuhnutí cév.....	16
3.2 Roztažnost cév	17
4 Rychlost šíření pulzní vlny (PWV).....	17
4.1 Měření rychlosti pulzní vlny.....	18
4.2 Neinvazivní měření PWV	19
5 Monitorovací zařízení	19
5.1 Pletysmografie	20
5.2 Fotopletysmografie (PPG).....	20
5.3 Fonokardiografie (PCG)	21
6 Rešerše.....	22
6.1 Východiska rešerše.....	22
6.2 Předpokládané výsledky rešerše	22
6.3 Zhodnocení rešerše.....	33
7 Technické řešení.....	34
7.1 Konstrukce fonokardiografického přístroje.....	34
7.1.1 Funkční prvky zařízení.....	34
7.1.2 Výroba desky plošného spoje (DPS).....	37
7.2 Zobrazení a zpracování dat.....	38
7.2.1 Vývojové prostředí	38
7.3 Měření.....	39

7.3.1	Měření skupiny	41
8	Analýza naměřených dat	42
8.1	Zobrazení a zpracování naměřených dat	42
8.2	Vyhodnocení časových zpoždění	44
8.3	Metodika měření	45
8.4	Statistické vyhodnocení získaných dat	52
9	Závěr	59
10	Literatura	61
	Seznam příloh	64
	Příloha 1 – schéma zapojení	1
	Příloha 2 – návrh desky plošného spoje	2
	Příloha 3 – regresní analýzy závislostí krevního tlaku na PEP, PAT a PTT	3
	1. skupina: děti	3
	3. skupina: 15-20 let	4
	4. skupina: 31-40 let	6
	5. skupina: 41-55 let	7
	Příloha 4 – regresní analýzy závislostí PEP na PTT	9
	1. skupina:	9
	3. skupina:	9
	4. skupina:	10
	5. skupina:	10
	Příloha 5 - Přiložené CD	11

Seznam zkratk

AET – doba přenosu mezi aortou a ušním lalůčkem
aPWV – rychlost aortální pulzní vlny
baPWV – rychlost šíření pulzní vlny mezi paží a kotníkem
BP – krevní tlak
CAVI – index tuhosti cév mezi srdcem a kotníkem
DBP – diastolický krevní tlak
DPS – deska plošného spoje
EKG – elektrokardiografie
hbPWV – rychlost šíření pulzní vlny mezi srdcem a paží
HR – tepová frekvence
ICHS – ischemická choroba srdeční
ICP – doba izovolumické kontrakce
MBP – průměrná hodnota krevního tlaku
MChPPG – multikanálový pletysmograf
PAT – doba, za kterou pulsní vlna urazí vzdálenost od srdce do periferie
PEP – pre-ejekční perioda
PP – pulzní tlak
PPG – fotopletysmografie
PTT – celková doba přenosu pulzní vlny ze srdce do periferie
PWV – rychlost šíření pulzní vlny
SBP – systolický krevní tlak

Seznam obrázků

Obrázek 1 Stavba cévní stěny - popis jednotlivých vrstev. [18]	13
Obrázek 2 Arteriální pulzní křivka a její jednotlivé části. [7].....	14
Obrázek 3 Přímá a odražená pulzní vlna. [14]	14
Obrázek 4 Stavba centrální a periferní pulzní vlny. [5]	15
Obrázek 5 Tepna zdravého člověka (vlevo), vpravo céva ztuhlá vlivem aterosklerózy. [21]	16
Obrázek 6 Smršťování a roztahování cévy během systoly a diastoly. [17]	17
Obrázek 7 Rozdíl mezi pulzní vlnou mladého (vlevo) a staršího (vpravo) člověka. [19].....	18
Obrázek 8 Měření vzdálenosti mezi karotidou a femorální tepnou. [14]	19
Obrázek 9 Prstový pletysmograf. [16]	20
Obrázek 10 Reflexní a transmisní fotopletysmograf. [5]	20
Obrázek 11 Souvislost mezi EKG a fonokardiografickým záznamem (PCG). [20]	21
Obrázek 12 Změny PWV mezi srdcem a paží, hodnoty krevního a pulzního tlaku.	24
Obrázek 13 Záznam EKG a PPG určující R vlnu, příchod pulzní vlny a výpočet PTT.....	26
Obrázek 14 Stanovení maxima křivky tlaku druhou derivací mezi dvěma R vrcholu EKG.	27
Obrázek 15 Srovnání křivek zdravého muže (vlevo) a člověka s hypertenzí (vpravo).....	29
Obrázek 16 Šíření pulzní vlny artérií (a), dvě tlakové křivky sloužící k výpočtu PTT (b).	30
Obrázek 17 Graf EKG, krevního tlaku (BP) a pulzní vlny (PW).....	32
Obrázek 18 Vstupní zesilovač s filtrem typu horní propust.....	35
Obrázek 19 Zapojení aktivního filtru druhého řádu.....	36
Obrázek 20 Koncový vazební člen zapojení.	36
Obrázek 21 Zapojení stabilizátoru napětí a indikátoru stavu baterie.	37
Obrázek 22 Vyrobená deska plošného spoje, osázená součástkami.	38
Obrázek 23 Uživatelské prostředí pro zobrazování měřených signálů.	39

Obrázek 24 Vyrobené fonokardiografické zařízení	40
Obrázek 25 Kompletní sada vybavení určená k měření	40
Obrázek 26 Neupravovaný PPG signál	42
Obrázek 27 PPG signál po provedení filtrace	43
Obrázek 28 Vykreslení všech signálů do jednoho grafu	43
Obrázek 29 Ukázka výsledku druhého algoritmu k detekci R vrcholů	44
Obrázek 30 Označení peaků signálů pomocí svislých čar	45
Obrázek 31 Vypočítané hodnoty časových zpoždění	45
Obrázek 32 Vyhodnocení časových zpoždění u dobrovolníka 2 ve skupině dětí	47
Obrázek 33 Vyhodnocení časových zpoždění u dobrovolníka 5 ve skupině mládeže	48
Obrázek 34 Vyhodnocení časových zpoždění u dobrovolníka 2 ve skupině od 21 do 30 let	49
Obrázek 35 Vyhodnocení časových zpoždění u dobrovolníka 5 ve skupině od 31 do 40 let	51
Obrázek 36 Vyhodnocení časových zpoždění u dobrovolníka 2 ve skupině od 41 do 55 let	52
Obrázek 37 Regresní analýza závislosti pre-ejekční periody na krevním tlaku	53
Obrázek 38 Regresní analýza závislosti doby přenosu pulsní vlny do periferie na krevním tlaku	54
Obrázek 39 Regresní analýza závislosti celkové doby šíření pulsní vlny na krevním tlaku	54
Obrázek 40 Závislost pre-ejekční periody na době šíření pulsní vlny u 2. skupiny osob	55
Obrázek 41 Závislost věku na velikosti pre-ejekční periody	56
Obrázek 42 Závislost věku na velikosti doby putování pulsní vlny od srdce k periferii	57
Obrázek 43 Závislost věku na velikosti celkové doby šíření pulsní vlny	57

Seznam tabulek

Tabulka 1 První sledovaná skupina - děti	46
Tabulka 2 Naměřené hodnoty PEP, PAT, PTT a krev. tlaku (BP) u první sledované skupiny.	46
Tabulka 3 Druhá pozorovaná skupina - mládež	47
Tabulka 4 Naměřené hodnoty PEP, PAT, PTT a krev. tlaku (BP) u druhé sledované skupiny.	48
Tabulka 5 Třetí pozorovaná skupina – od 21 do 30 let.	49
Tabulka 6 Naměřené hodnoty PEP, PAT, PTT a krevního tlaku (BP) u třetí sledované skupiny. .	50
Tabulka 7 Čtvrtá pozorovaná skupina – od 31 do 40 let.	50
Tabulka 8 Naměřené hodnoty PEP, PAT, PTT a krev. tlaku (BP) u čtvrté sledované skupiny.	50
Tabulka 9 Čtvrtá pozorovaná skupina – od 41 do 55 let.	51
Tabulka 10 Naměřené hodnoty PEP, PAT, PTT a krev. Tlaku (BP) u páté sledované skupiny.	52
Tabulka 11 Vypočítané průměrné hodnoty věku, PEP, PAT a PTT.....	56
Tabulka 12 Vypočítaná hodnota spolehlivosti a korelační koeficient pro jednotlivé závislosti.	58

Úvod

Rychlost šíření pulsní vlny je jedním ze základních ukazatelů stavu kardiovaskulárního systému. Lze ji vypočítat na základě poměru vzdálenosti srdce od periferie a doby, za kterou pulsní vlna tuto délku urazí. Právě tento časový okamžik lze rozdělit na pre-ejekční periodu, tedy dobu před vypuzením krve ze srdce, a dobu, za kterou tlaková vlna urazí trasu arteriálním traktem. Pre-ejekční periodu lze vyhodnocovat na základě časových zpoždění mezi EKG a fonokardiografickým signálem, což vede k přesnějšímu odhadu rychlosti šíření pulsní vlny. Kromě určování této časové prodlevy se často využívají metody stanovující rozdíly mezi EKG signálem a pulsní vlnou. Tato hodnota pak odpovídá době putování pulsní vlny arteriálním systémem a označuje se jako PAT. Za účelem stanovování časových zpoždění se začíná rozšiřovat využívání multikanálových pletysmografů, které jsou schopny zachytit několik pulzních vln spolu se záznamem EKG křivky.

Cílem mé bakalářské práce bylo pozorování rychlosti šíření pulsní vlny v závislosti na hodnotách neinvazivně měřeného krevního tlaku. Práce je zaměřena na testování tohoto parametru u několika skupin dobrovolníků rozdělených podle věkových kategorií a fyzické kondice. K měření bylo využito již dříve zhotovené zařízení, kterým je multikanálový pletysmograf pro měření šesti pulzních křivek a jednosvodového EKG. Součástí práce bylo vytvoření fonokardiografického zařízení použitého k měření požadovaných osob, současně s výše zmíněným pletysmografickým přístrojem.

Teoretická část této práce obsahuje popis základní stavby a struktury cévní soustavy, obecné vlastnosti a chování pulsní vlny a informace o rychlosti šíření pulsní vlny. Dále byly zmíněny způsoby určování rychlosti šíření pulsní vlny a jednotlivé způsoby užívané k měření tohoto parametru. Teoretické podklady jsou tvořeny také rešerší, která poskytovala rozšíření vědomostí v oblasti dané problematiky a seznámení se s již využívanými metodami.

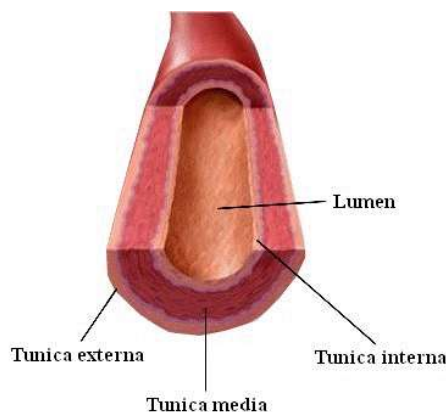
Praktická část obsahuje popis konstrukce fonokardiografického zařízení, popis měřicích skupin osob i postup samotného měření. Následují základní informace o zpracování signálů v prostředí MATLAB a další vyhodnocování těchto signálů. Závěrečná část práce je tvořena statistickým vyhodnocováním výsledků získaných měřeními a stanovených po počítačovém zpracování.

1 Arteriální systém

Hlavním úkolem arteriálního systému je rozvod krve po celém těle. Tepny jsou cévy, které odvádí okysličenou krev ze srdce prostřednictvím semilunární¹ chlopně. Výjimkou je například plicnice, která zajišťuje přenos odkysličené krve do plic. [2]

1.1 Stavba a funkce cév

Vnější vrstvu (*tunica externa*) tepny tvoří vazivová tkáň, která se skládá z kolagenových vláken. Prostřední vrstva (*tunica media*) se skládá převážně z hladké svaloviny a elastických vláken. Vnitřní část (*tunica intima*) obsahuje endotelové buňky a je v přímém kontaktu s tzv. průsvitem cévy (*lumen*), kterým protéká krev. Stavbu tepny můžeme vidět na obrázku 1.



Obrázek 1 Stavba cévní stěny - popis jednotlivých vrstev. [18]

Existují dva základní druhy tepen: svalové a elastické, podle obsahu svalové či elastické tkáně v prostřední vrstvě cévní stěny. Pružná tepna o největším průměru se nazývá aorta. Ta rozvádí okysličenou krev z levé komory přes aortální chlopně do celého těla. V blízkosti srdce se větví na koronární tepny, které zásobují samotný srdeční sval. Po průchodu aortou a periferními tepnami postupuje krev do tepének, tzv. arterií, odkud pak pokračuje do vlásečnic (kapilár). [2, 3, 18]

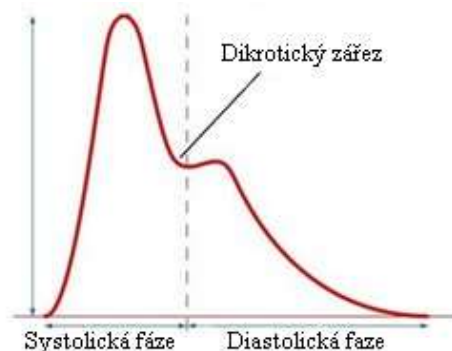
Tlak v tepnách je mnohem vyšší než v ostatních částech oběhového systému. Mění se vlivem srdečního rytmu, nejvyšší je při systole a nejnižší při diastole. Jednou z funkcí tepen je zabránit zvyšování systolického tlaku a udržování dostatečné úrovně diastolického tlaku, jenž zajistí správné prokrvení myokardu. S rostoucím věkem dochází k poškození endotelu a cévních stěn, což je způsobeno zejména zvýšenou hladinou cholesterolu a krevního tlaku, stresem či kouřením. Tepny také začínají ztrácet svou přirozenou elasticitu, což způsobuje zvýšení systolického a snížení diastolického krevního tlaku, vedoucí ke vzniku a vývoji cévních onemocnění. [15, 25, 28, 29]

2 Pulzní vlna

Krev protékající cévami, je při systole vypuzena z levé komory do aorty a odtud se dále šíří do zbytku oběhového systému. Při vypuzení tepového objemu dochází k udělení kinetické energie krvi a k následnému roztažení stěny aorty a zvýšení tlaku. Tento objem zajišťuje posun obsahu tepen, který

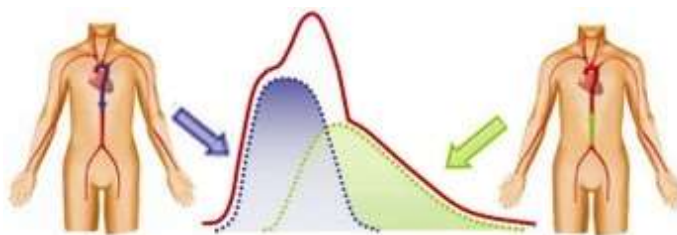
¹ Poloměščitá

vytváří tepovou vlnu. Její rychlost v krevním řečišti se pohybuje okolo 3-4 m/s. Jednotlivé části pulzní vlny jsou zobrazeny na obrázku 2. [5]



Obrázek 2 Arteriální pulzní křivka a její jednotlivé části. [7]

Pulzní vlna je generována srdeční kontrakcí a šíří se podél cévních stěn arteriálního stromu. Skládá se ze dvou hlavních složek, přímé (dopředné) a odražené vlny (obrázek 3). Přímá vlna je vyvolaná kontrakcí srdečních komor během systoly. Ze srdce se dále šíří aortou a odráží se v místě jejího větvení. Odraz tedy vzniká buďto rozvětvením, změnou průměru cév či systémovým odporem arteriol. U zdravých osob obvykle probíhá návrat odražené vlny ve fázi diastoly či pozdní systoly po uzavření aortální chlopně. [8, 14, 23]



Obrázek 3 Přímá a odražená pulzní vlna. [14]

Obecně platí, že čím rychleji se tlaková vlna šíří arteriálním systémem, tím je rychlejší návrat odražené vlny. Stupeň odrazu a tvar pulzní vlny je dán věkem a tuhostí cév. Jak přímá, tak odražená vlna, mění svůj tvar během cesty arteriálním systémem. Tvar aortálních a brachiálních křivek je odlišný, což vede k rozdílu hodnot centrálního a periferního krevního tlaku. Dochází k jeho postupnému zvyšování od aorty k periferiím, což je dáno především charakteristickými vlastnostmi cév. [7, 14]

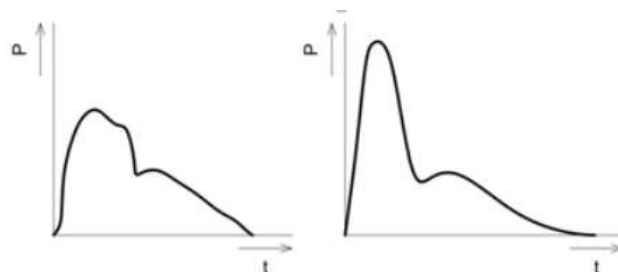
2.1 Tvar pulzní vlny

Tvar a podoba pulzní vlny je ovlivněna rychlostí vypuzení krve ze srdce či množstvím krve. Dalším významným parametrem je elasticita aorty a jiných velkých tepen. Tvar aortální pulzní vlny je dán časováním a amplitudou přímých a odrážených vln. Příchod odražené pulzní vlny je ovlivněn tuhostí cév. Udává se, že návrat je tím rychlejší, čím tužší je příslušná tepna. V tuhé části aorty přichází odražená vlna brzy a způsobuje výrazné zvýšení aortálního pulzního tlaku. Naopak v elastické aortě je její příchod zpožděn, tudíž se připojuje k přímé vlně až na konci systoly. Tuhost cév není jediným parametrem

související s tvarem pulzní vlny. Mezi další faktory se řadí například cévní tonus², který má vliv na velikosti amplitudy odražené vlny. [7, 14]

2.2 Centrální a periferní pulzní vlna

Pulzní vlnu lze dělit podle tvaru na centrální a periferní (obrázek 4). Centrální pulzní vlna je tvořena dikrotickým zářezem, anakrotickou a katakrotickou částí. Anakrotická část má prudký vzestup a proto bývá označována jako vzestupná část či čelo vlny. Katakrotická, neboli sestupná část, je znázorněna klesající křivkou po nástupu maxima a reprezentuje pohyb cévní stěny po průchodu vlny. Je přerušena hlubokým zářezem, jenž představuje uzavření semilunární chlopně. Od té se proudící krev odráží, čímž dochází ke vzniku vzestupné části další pulzní vlny. Tento zářez je možné zaznamenat pouze u velkých tepen včetně aorty. U ostatních cév vzniká odrazem pulzní vlny od periferie. Dikrotický zářez je nejvýraznější u mladých lidí. S rostoucím věkem se toto zakřivení postupně zmenšuje a ve stáří může být téměř nerozeznatelné. Tento proces je ovlivněn zvyšujícím se tuhnutím tepen a dřívějším návratem periferních odrazových vln.



Obrázek 4 Stavba centrální a periferní pulzní vlny. [5]

Periferní pulzní vlna se od centrální liší především tvarem a vzdáleností, ve které dochází k odrazu. K odrazu nejčastěji dochází na rozhraní cév či tepének nacházejících se v oblasti periferií. Vzestupná část periferní pulzní vlny je mnohem strmější, zatímco sestupná část, spolu se zářezem, jsou oproti centrální pulzní vlně prudší a zaoblenější. Tvar periferní pulzní vlny bývá ovlivněn některými kardiovaskulárními poruchami, jako je vada chlopní či srdeční nedostatečnost. Dalším hlediskem pro určení tvaru je místo měření. Nejmenší křivku lze získat z oblasti *arteria radialis*³ a naopak největší z *dorsalis pedis*⁴. [5, 8, 24]

3 Tuhnutí a roztažnost cév

V následující kapitole jsou popsány dvě důležité vlastnosti cév a to jejich tuhost a roztažnost. Právě tyto parametry mohou ovlivnit velikost rychlosti šíření pulzní vlny a jejich změna může vést ke vzniku řady onemocnění. S věkem rostoucí tuhost cév má za následek zvýšení krevního tlaku a rychlosti pulzní vlny. Roztažnost cév naopak klesá s přibývajícím věkem a nárůstem arteriální tuhosti.

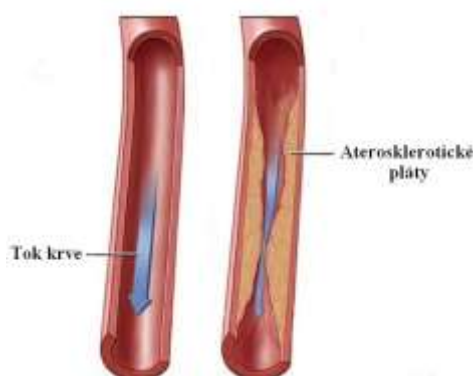
² Napětí tkáně

³ Vřetenní tepna

⁴ Oblast hřebu nohy

3.1 Tuhnutí cév

Tuhnutí cév je jev způsobený stárnutím a vznikem aterosklerózy. Toto onemocnění vzniká vlivem pronikání a nahromadění bílých krvinek a zmnožením hladké svaloviny buněk. Při ateroskleróze dochází k zahuštění cévní stěny, což má za následek vytvoření aterosklerotických plátů (obrázek 5). S rostoucím věkem přibývají destruktivní změny elastických tepen, které vedou ke zvýšení tuhosti cévních stěn. Dochází k postupnému třepení struktur elastinu a k ukládání tukových látek, zejména cholesterolu, které se snaží vyrovnat ztráty elastinu. Největší poškození v důsledku tuhnutí tepen vzniká u orgánů, jako je srdce, mozek a ledviny. [22]



Obrázek 5 Tepna zdravého člověka (vlevo), vpravo céva ztuhlá vlivem aterosklerózy. [21]

Ztuhlé cévy vyžadují mnohem větší množství síly k jejich rozšíření a k přijetí krve vypuzené ze srdce. Vyšší přísun síly zajišťuje srdce, které začíná kontrahovat silněji, aby se přizpůsobilo tepnám. Postupem času, tato zvýšená zátěž způsobuje hypertrofii levé komory a může vést až k jejímu selhání. Dalším problémem může být delší doba systoly, která způsobí snížení průtoku krve srdeční tkání, což má za následek omezení přísunu kyslíku a výživy. Srdce, které má vlivem hypertrofie větší požadavky na kyslík, tedy trpí nedostatkem těchto složek. [10]

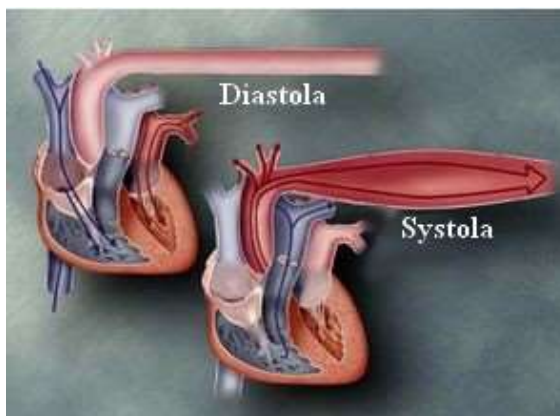
Periferní tepny mají obvykle vyšší tuhost než tepny centrální. Tuhnutí cév má také podíl na změně odražené vlny. U tužších tepen dochází k dřívějšímu zmenšení průměru a odražená vlna se vrací již v době systoly. Největším důsledkem tuhnutí cév je zvýšený krevní tlak, který způsobuje vyšší zatížení levé komory a změny koronárního prokrvení. Pro posouzení tuhosti tepen se často používá rychlost pulzní vlny. Vztah mezi modulem roztažnosti a rychlostí pulzní vlny se dá matematicky vyjádřit jako:

$$PWV = \sqrt{\frac{E * h}{2 * r * \rho}}, \quad (1)$$

kde E udává modul pružnosti cév, h je tloušťka cévní stěny, r je poloměr stěny a ρ je hustota krve. [1, 7]

3.2 Roztažnost cév

Roztažnost cév je schopnost artérií rozšiřovat se vlivem rostoucího tlaku při kontrakcích a relaxacích srdce (obrázek 6). Tato vlastnost je velmi důležitá pro činnost oběhového systému, zejména v případě velkých cév. Tepny mají menší roztažnost než žíly, což je způsobeno větší tloušťkou jejich cévní stěny. Roztažnost významně ovlivňuje rychlost pulzní vlny. Veškeré faktory způsobující snížení roztažnosti cév, vedou ke zvýšení rychlosti šíření pulzní vlny. Odražená vlna se vrací se zpožděním, až po uzavření aortální chlopně. Pokles arteriální roztažnosti, který je úzce spjat se zvýšenou tuhostí cév, způsobuje poškození cévní stěny a patří mezi jednu z příčin vzniku kardiovaskulárních onemocnění. [6, 9, 24]



Obrázek 6 Smršťování a roztahování cévy během systoly a diastoly. [17]

Existují různé důvody pro sníženou roztažnost cév, mezi něž patří stárnutí, kouření, hypertenze či špatná fyzická kondice. To, jak moc je cévní stěna porušena, závisí na délce probíhajícího onemocnění či poškození. V dnešní době se využívají různé neinvazivní metody pro vyhodnocování stavu arteriální soustavy. Často se k měření používá poměr mezi lumenálním průměrem⁷ a transmuralním tlakem⁸. Další možností je pak vyhodnocování na základě rychlosti pulzní vlny, která je nepřímo úměrná roztažnosti cév. Výpočtem rychlosti přenosu příčných elastických vln, je možné vytvořit vztah mezi rychlostí pulzní vlny a roztažností cév. Jedná se o matematický model, který spojuje elasticitu cévní stěny a PWV:

$$\text{roztažnost} = \left(\frac{3,57}{\text{PWV}} \right)^2 \quad (2)$$

Roztažnost je zde definovaná jako procentuální odchylka průměru pro každý nárůst tlaku o 1 mmHg. Na základě tohoto vzorce lze vyvodit, že s klesající hodnotou PWV se postupně zvyšuje roztažnost cév. [4, 6, 26]

4 Rychlost šíření pulzní vlny (PWV)

PWV charakterizuje rychlost, kterou se vlna pohybuje arteriálním systémem. Cévní systém lze vnímat jako soubor jednotek uspořádaných za sebou, kdy každá z nich odpovídá množství krve

⁵ Stah, smrštění

⁶ Uvolnění

⁷ Průměr dutiny („průsvitu“) buňky

⁸ Rozdíl tlaku uvnitř a vně tepny

vypužené ze srdce během jedné systoly. Při vzniku systoly působí jednotka na tu další, čímž se generuje rázová vlna, která se přenáší podél celého arteriálního systému. Rychlost pulzní vlny je mnohem vyšší než rychlost toku krve. Proudění krve se pohybuje řádově v cm/s, zatímco pulzní vlna v m/s. V aortě je tato rychlost asi 5 m/s a s rostoucí vzdáleností se její velikost postupně snižuje. [4, 14, 15]



Obrázek 7 Rozdíl mezi pulzní vlnou mladého (vlevo) a staršího (vpravo) člověka. [19]

Rychlost pulzní vlny je závislá na řadě faktorů, jako je krevní tlak nebo elastické vlastnosti arteriálních stěn. Při zvýšení krevního tlaku dochází k napnutí a ztužení cévní stěny, čímž se zvyšuje rychlost šíření pulzní vlny. Tuhost cév je jednou z hlavních příčin vzniku kardiovaskulárních poruch a jiných onemocnění. Udává se, že rychlost pulzní vlny vyšší než 10 m/s už může zapříčinit poruchy organismu. Některé studie označují jako krajní hodnotu 12 m/s. Rychlost pulzní vlny se také zvyšuje s rostoucím věkem (obrázek 7). V dětství hodnoty odpovídají přibližně 5 m/s, zatímco u dospělého jedince mívají řádově 6 m/s. Ve stáří tato rychlost dosahuje až 8 m/s. Odražená vlna se rovněž pohybuje rychleji a k jejímu návratu dochází již v době systoly. Tento efekt prodlužuje cyklus systoly, čímž dojde ke zvýšení pracovní zátěže a požadavků srdečního svalu na kyslík. Kromě věku a elasticity cév je rychlost pulzní vlny také závislá také na krevním tlaku nebo zdravotním stavu pacienta. Rychlost šíření pulzní vlny o velikosti 1 m/s odpovídá přibližně 10 mmHg diastolického tlaku. [5, 7, 14, 23]

4.1 Měření rychlosti pulzní vlny

Rychlost pulzní vlny se dá měřit jak invazivně, tak neinvazivně. Jednou z možností invazivního snímání je zavedení katétru do blízkosti příslušné tepny, což je také důvod vyšší přesnosti měření. Trendem současné doby je však uplatňování neinvazivních metod, které umožňují minimální zatížení a co největší pohodlí pro pacienta a také využití v klinické praxi. Vyšetřovaný je zkoumán v klidu, v sedě či v leže, aby došlo ke stabilizaci jeho srdeční frekvence a krevního tlaku. Typická pulzní vlna je snímána současně s EKG či pletysmografií, pomocí PPG snímačů či arteriální tonometrie. Obecně lze rychlost vypočítat jako podíl vzdálenosti a času. Rychlost pulzní vlny lze vyjádřit z poměru vzdálenosti mezi dvěma arteriálními segmenty a časovým zpožděním mezi nimi. Tedy:

$$PWV = \frac{D}{PTT}, \quad (3)$$

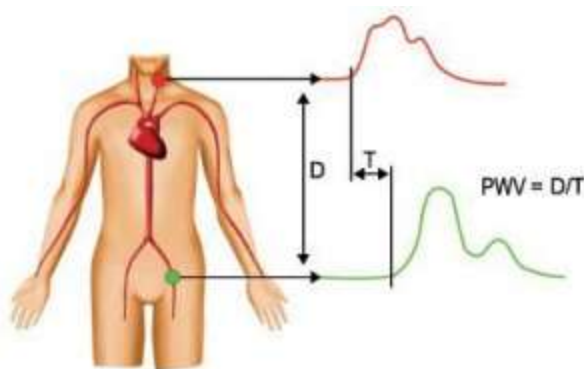
PTT⁹ je charakterizována jako časový interval mezi komorovou depolarizací a příchodem pulzní vlny do periferie. Tento parametr je závislý na velikosti krevního tlaku. Při jeho nárůstu dochází ke zvýšení cévního tonu a tuhosti cévní stěny, což způsobí zrychlení pulzní vlny a zkrácení PTT. Hodnota PTT bývá nejčastěji stanovována současným monitorováním EKG a pulzní vlny. Je obvykle měřena od

⁹ Doba šíření pulzní vlny

R vlny EKG, která přibližně odpovídá době otevření aortální chlopně, po příchod pulzní vlny do periferie. PTT se skládá z pre-ejekční periody (PEP) a doby, za kterou pulzní vlna urazí vzdálenost z aorty do periferie (PAT). PEP je období těsně před vypuzením krve z aorty. V některých případech bývá tato hodnota zanedbatelná, z čehož vyplývá, že velikost PTT a doby nutné k transportu z aorty do periferie, jsou přibližně stejné. [12, 13, 14, 24]

4.2 Neinvazivní měření PWV

Ke stanovení rychlosti pulzní vlny bývají využívány pletysmografické snímače, které se umísťují do oblasti velkých tepen, jejichž vzdálenost je důležitá pro výpočet rychlosti. První senzor se většinou přikládá na společnou karotidu¹⁰ a snímá křivku proximální pulzní vlny. Druhý snímač zaznamenává pulzní vlnu v periferiích např. v oblasti femorální¹¹, brachiální¹² či tibiální¹³ tepny. Po zaznamenání obou pulzních křivek dochází k výpočtu časového zpoždění mezi proximální a distální křivkou (obrázek 8). [19]



Obrázek 8 Měření vzdálenosti mezi karotidou a femorální tepnou. [14]

Rychlost pulzní vlny bývá neinvazivně měřena v závislosti na různých faktorech. Kromě spojitosti s věkem a tuhostí cév, se na její změně podílí také fyzická kondice či zdravotní stav pacienta. Neinvazivní monitorování krevního tlaku je důležitým nástrojem pro sledování a léčbu kardiovaskulárních onemocnění jako je hypertenze či ateroskleróza. V současnosti stále pokračuje snaha o zvýšení přesnosti, spolehlivosti a citlivosti pro stanovení drobných změn pružnosti a roztažnosti. Jelikož výpočet rychlosti z podílu vzdálenosti a doby přenosu pulzní vlny nedává skutečnou hodnotu PWV existuje řada metod, které se snaží vylepšit i tento nedostatek. Přesnější hodnotu lze získat například sumarizací vektorů dopředné a odražené tlakové vlny. [24]

5 Monitorovací zařízení

V současnosti existuje řada metod pro snímání rychlosti šíření pulzní vlny. Často se využívá současný monitoring několika pulzních vln, pomocí pletysmografických snímačů, a následné vyhodnocování časových zpoždění mezi nimi. Jednou z rozšířených možností stanovení co nejpřesnější hodnoty PWV je využití fonokardiografie, která umožňuje detekci srdečních ozev, způsobených

¹⁰ Krkavice = největší krční tepna

¹¹ Stehenní

¹² Pažní

¹³ Holenní

otevíráním a zavíráním chlopní. Na základě tohoto monitorování lze zachytit pre-ejekční periodu, jejíž velikost je důležitá k výpočtu PTT. Rozvoj výše popsaných metod tedy slouží k zajištění přesnějšího stanovení některých parametrů, včetně rychlosti šíření pulzní vlny.

5.1 Pletysmografie

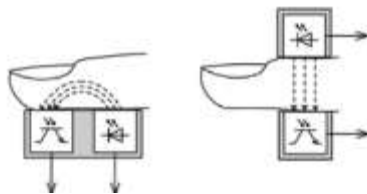
Pletysmografie je neinvazivní vyšetřovací metoda, která slouží k monitorování prokrvení tkáně a činnosti a funkce cév. Dochází při ní k měření objemových změn tkání, způsobených postupem pulzní vlny. Toto zařízení zaznamenává pulzní vlny pomocí snímače umístěného ve vyšetřované oblasti. Podle místa umístění rozlišujeme končetinové a prstové pletysmografy (obrázek 9). Dále se pletysmografy dělí podle principu na mechanické, kapacitní, impedanční a fotoelektrické. Poslední jmenované patří v současnosti mezi nejčastěji používané. Principem metody je průchod světelných paprsků vyšetřovanou tkání pomocí přístroje pletysmografu. Zaznamenaná data jsou následně počítačově zpracována a zobrazena jako pletysmografická křivka. [5]



Obrázek 9 Prstový pletysmograf. [16]

5.2 Fotopletysmografie (PPG)

Metoda PPG je založena na principu optoelektronického snímače, umístěného ve vyšetřované oblasti, který je tvořen zdrojem a detektorem. Zdroj slouží k vysílání světelných paprsků konstantní intenzitou a je využíván v oblasti infračerveného záření. Je tedy nezbytné vybrat vhodný detektor pro práci v tomto prostředí. K tomuto účelu jsou nejvhodnější fototranzistory či fotodiody. Vlnová délka tohoto pásma se pohybuje okolo 940 nm. Jako zdroj tedy bývá využívána infračervená LED dioda. V průběhu měření dochází ke změně objemu ozařované tkáně, čímž se mění také intenzita detekovaného záření. Světlo, které dopadá na detektor je následně zesíleno, odfiltrováno a zobrazeno jako PPG signál.



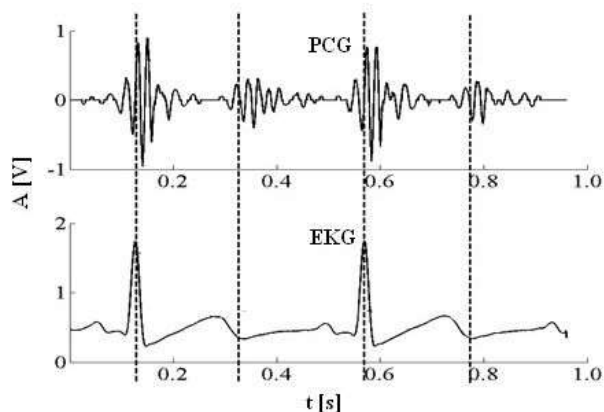
Obrázek 10 Reflexní a transmisní fotopletysmograf. [5]

Fotopletysmografii lze dělit podle snímače, se kterým se pracuje, na transmisní a reflexní (obrázek 10). Základem transmisního senzoru je umístění LED diody a detektoru na protilehlé strany tkáně. Světelné paprsky jsou vysílány ze zdroje a po průchodu tkání dopadají na detektor. V případě reflexního snímače jsou zdroj i detektor umístěny na stejné straně tkáně. Dochází k odrazu

světelného paprsku, který je ovlivněn množstvím krve ve vyšetřované oblasti. Výhodou transmisních senzorů je průchod světla přes větší objem tkáně, což zajišťuje vyšší přesnost měření. Ta bývá rovněž ovlivněna vlivem vnějšího rušení způsobené zejména pohybem vyšetřovaného či pohybem senzoru. [5]

5.3 Fonokardiografie (PCG)

Fonokardiografie se řadí mezi neinvazivní diagnostické metody určené k zaznamenávání zvuků a ozev produkovaných činností srdce. V některých případech se jedná také o ozvy vznikající v okolí cév. Poskytuje tedy významnou pomoc při zachycení srdečních vad a změn vyskytujících se v oblasti cév. Často je současně s fonokardiografem snímán také EKG signál, který slouží k analýze vlastností srdce a srdečních ozev. Souvislost mezi EKG a PCG lze vidět na obrázku 11. Podstatou fonokardiografu je citlivý piezoelektrický mikrofon, který se umísťuje na povrch kůže, do oblasti hrudníku, a monitoruje akustický signál vytvořený srdeční činností. Jeho základní funkcí je přeměna akustických kmitů na kmity elektrické. Ty jsou dále zesíleny, filtrovány a převedeny k zapisovacímu zařízení, kde dochází k jejich rozboru a vyhodnocení. [30]



Obrázek 11 Souvislost mezi EKG a fonokardiografickým záznamem (PCG). [20]

V současnosti se nejčastěji využívá mikrofon krystalový či dynamický. Dalším používaným typem je mikrofon elektretový, což je typ kondenzátorového mikrofону, u kterého je elektrické pole tvořeno nevodivou permanentně elektricky nabitou hmotou, tzv. elektretem. [11]

6 Rešerše

6.1 Východiska rešerše

Pulzní vlna je známá jako šíření tlakového a objemového pulzu cévním systémem. Rychlost této vlny je závislá na několika faktorech a dá se vypočítat jako podíl vzdálenosti mezi dvěma snímači a dobou přenosu jednoho impulzu. Sledování tohoto parametru nám tedy umožňuje kontrolu míry zdraví či poškození cév. Toto měření se obvykle provádí neinvazivně na základě vzdálenosti dvou povrchově uložených tepen. Nejčastěji bývá využívána vzdálenost mezi karotidou a femorální tepnou. Další osvědčenou metodou je měření vzdálenosti mezi brachiální tepnou a tibiální tepnou.

Tato rešerše byla zpracována za účelem získání informací týkajících se zadání mé bakalářské práce. Rešerše byla vytvořena na základě článků z vědeckých databází ScienceDirect, Web of Science a IEEE Xplore. Použité vědecké články se zabývaly problematikou rychlosti šíření pulzní vlny a jinými příbuznými tématy. Články mohou sloužit jako ukazatel dříve využitých metod či faktorů, které je nutné zohlednit při tvorbě mé bakalářské práce.

6.2 Předpokládané výsledky rešerše

Cílem této rešerše bylo seznámení se s různými metodami měření rychlosti pulzní vlny, které mohou sloužit jako inspirace pro tvorbu mé bakalářské práce. V současnosti je snaha o využití co nejefektivnější metody, která by se dala zužitkovat v klinické praxi. Uplatňuje se měření rychlosti pulzní vlny především neinvazivní metodou, z důvodu co nejmenšího zatěžování pacienta a minimální náročnosti měření.

Předchozí studie prokázaly závislost rychlosti pulzní vlny na jiných faktorech, jako je systolický krevní tlak, věk či pohlaví pacienta. Právě tyto faktory jsou ukazatelem vzniku kardiovaskulárních chorob či jiných onemocnění, která se u pacienta mohou projevit. Je tedy nutné tyto parametry zohlednit při dalším výzkumu, aby došlo k eliminování co největšího množství chyb.

Níže uvedené publikace popisují jednotlivé metody měření rychlosti pulzní vlny, jak samostatně, tak v závislosti na různých výše popsanych jevech. Ukazují principy jednotlivých měření, jejich výsledky či vyhodnocení kladů a záporů. Na základě zjištěných dat také došlo k porovnání s předchozími již známými metodami.

Název: Performance of pulse wave velocity measured using a brachial cuff in a community setting

Autor: NUNAN, David, Susannah FLEMING, Bernhard HAMETNER a Siegfried WASSERTHEURER

Publikováno: *Blood Pressure Monitoring 2014*

Cílem první studie bylo vyhodnotit oscilometrické měření rychlosti aortální pulzní vlny (aPWV) a zjistit závislost na věku a pohlaví. Tato metoda byla také porovnána s předchozími standardními referenčními metodami, které se obvykle k tomuto měření využívají. K výzkumu byla využita manžeta pro měření krevního tlaku a ambulantní monitor Mobile-O-Graph 24 h PWA s vestavěným zařízením ARCSolver. Pro provedení studie bylo vybráno 1903 dobrovolníků, kterým byl změřen krevní tlak a tuhost cév. Během výzkumu došlo k rozdělení dobrovolníků do několika věkových skupin a na kategorie podle hodnot krevního tlaku. Bylo zjištěno, že celkem 1064 pacientů mělo systolický krevní tlak vyšší než 140 mmHg. Dalším zjištěním bylo, že osoby s krevním tlakem odpovídajícím normě, měly nejmenší hodnoty aPWV v jakékoliv věkové kategorii. aPWV se tedy zvyšovala nejen se zvyšujícím se krevním tlakem, ale také s rostoucím věkem. Co se týče věku, výsledné hodnoty aPWV byly výraznější u pacientů nad 60 let. Posledním bodem bylo zjišťování závislosti aPWV na pohlaví. Výsledky odhalily vyšší hodnoty u žen než u mužů, i když se tato závislost po korelaci ukázala jako téměř zanedbatelná. Pro obě pohlaví byla PWV ve vzájemném vztahu s věkem a systolickým krevním tlakem.

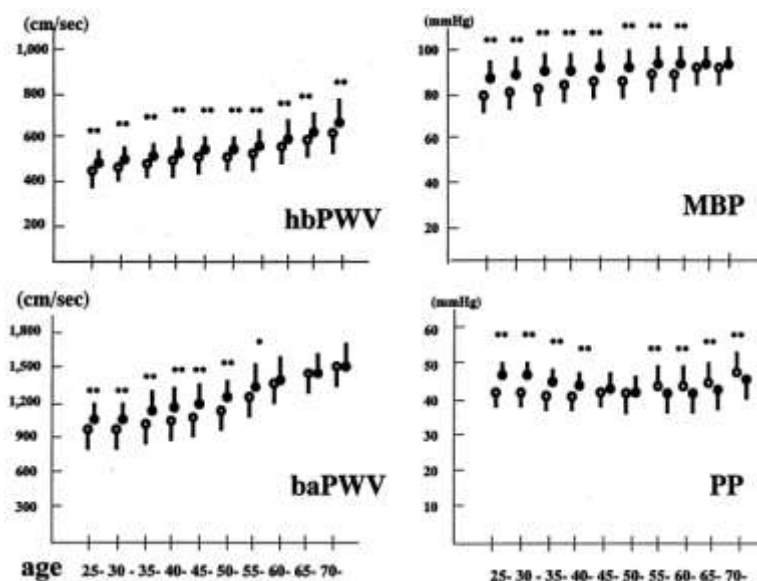
Cílem této metody bylo prokázání podobných výsledků jako u jiných referenčních metod nerealizovatelných pro klinickou praxi. Oscilometrická metoda poskytovala velice přesné odhady hodnot aPWV a proto se jeví jako optimální metoda měření. Důvodem je jednoduchost a vysoká přesnost i přesto, že se jedná o neinvazivní způsob měření. Právě tyto výsledky byly shledány jako odpovídající, což nabízí možnost využití této metody právě v klinické praxi. Vysokou přesnost měření také zajistí výběr co největší skupiny osob. Ve studii byla potvrzena závislost aPWV na věku a systolickém tlaku, což je nutné brát v potaz při dalším výzkumu.

Název: Influences of age and gender on results of noninvasive brachial-ankle pulse wave velocity measurement—a survey of 12 517 subjects

Autor: TOMIYAMA, Hirofumi, Akira YAMASHINA, Tomio ARAI, Kenichi HIROSE, Yutaka KOJI, Taishiro CHIKAMORI, Saburoh HORI, Yoshio YAMAMOTO, Nobutaka DOBA

Publikováno: *Atherosclerosis* 2003

Cílem této práce byl výzkum závislosti věku a pohlaví na rychlosti pulzní vlny mezi brachiální tepnou a kotníkem (baPWV). Pro výzkum byla vybrána pouze skupina zdravých jedinců z celkového počtu 12000 lidí. U těch pak došlo k další analýze na základě pohlaví a věku. PWV mezi paží a kotníkem byla změřena pomocí pletysmografického přístroje, schopného zaznamenat PWV, krevní tlak, EKG a srdeční ozvy.



Obrázek 12 Změny PWV mezi srdcem a paží, hodnoty krevního a pulzního tlaku.

Výzkum prokázal, že hodnoty baPWV byly ve většině případů nižší u žen než u mužů. PWV mezi srdcem a brachiální tepnou byla vyšší u mužů, ve všech věkových kategoriích. Na základě studie bylo také zjištěno, že věk je nezávislou proměnnou pro baPWV a neméně důležitým faktorem u obou pohlaví je také krevní tlak. Většina koeficientů vlivu věku pak vykazovala nižší hodnoty u žen než u mužů. Výsledky výzkumu jsou zobrazeny na obrázku 12, kde můžeme vidět závislost rychlosti pulzní vlny a tlaku na věku. Otevřené kruhy reprezentují ženy a uzavřené muže. Hodnota hbPWV odpovídala PWV mezi srdcem a paží, baPWV byla rychlost šíření pulzní vlny mezi paží a kotníkem, MBP označoval průměrnou hodnotu krevního tlaku a PP pulzní tlak.

Tato práce poukázala na vliv dalších důležitých faktorů, na jejichž působení je nutné při vyhodnocování výsledků přihlížet. Kromě již známého věku zde byla prokázána závislost na tuhosti tepen a na pohlaví pacienta. Právě tyto faktory mohou být stěžejní pro výběr vhodné skupiny pacientů k dalšímu výzkumu. Posledním důležitým poznatkem bylo využití pletysmografického snímače schopného zaznamenávat také srdeční ozvy. Právě zařízení pracující na tomto principu bude využito k záznamu pulzních vln v mé bakalářské práci.

Název: Validity, Reproducibility, and Clinical Significance of Noninvasive Brachial-Ankle Pulse Wave Velocity Measurement

Autor: YAMASHINA, Akira, Hirofumi TOMIYAMA, Kazuhiro TAKEDA, Hideichi TSUDA, Tomio ARAI, Kenichi HIROSE, Yutaka KOJI, Saburoh HORI a Yoshio YAMAMOTO

Publikováno: *Hypertension Research* 2002

Tato práce popisuje vývoj aplikace pro skenování cévních patologií u velké skupiny subjektů. K výzkumu bylo využito zařízení, které určuje rychlost šíření pulzní vlny mezi brachiální tepnou a kotníkem (baPWV). baPWV byla stanovena pomocí pletysmografu, snímající rychlost pulzní vlny, krevní tlak, EKG a také srdeční ozvy. Testovaným osobám byly na obě zápěstí umístěny EKG elektrody, na levou stranu hrudníku mikrofon pro detekci srdečních ozev a na obě paže a kotníky manžety, připojené k pletysmografu. Pro měření krevního tlaku byl využit oscilometrický senzor.

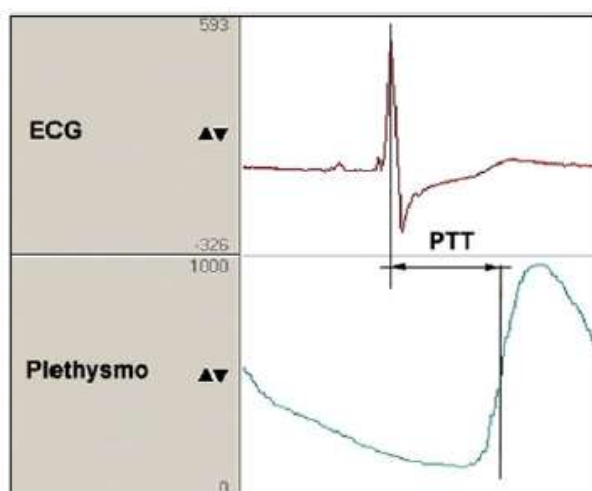
Jedním z úkolů této práce bylo zjištění rozdílu v případě měření, provedeného jedním nebo více pozorovateli. V tomto případě byl prokázán minimální rozdíl mezi nimi jak je vidět na. Z tohoto důvodu mohu ve své bakalářské práci využít pouze druhou variantu, při které není nutná spolupráce další osoby. Dále se studie zabývala výzkumem zvýšení PWV vlivem rizikových faktorů. Z tohoto důvodu byli k určování změn baPWV vybráni hlavně pacienti s ICHS nebo hypertenzí. Výsledné hodnoty baPWV byly nejvyšší u pacientů s ICHS a nejnižší u zdravých osob. Nejvyšší hodnota krevního tlaku byla prokázána u pacientů s rizikovými faktory, poté u zdravých osob a nakonec u skupiny s ICHS. U tohoto měření byla zjištěna korelace mezi neinvazivním stanovením baPWV a invazivní metodou PWV určenou pomocí katétru, což poukázalo na vysokou přesnost měření. Dalším poznatkem bylo využití vzdálenosti mezi brachiální tepnou a kotníkem, které se jeví jako efektivnější varianta vhodná ke snímání pulzní vlny. V neposlední řadě je důležité brát v potaz výskyt onemocnění či rizikových faktorů, které mohou značně ovlivnit výsledky jednotlivých měření.

Název: Continuous blood pressure measurement by using the pulse transit time: comparison to a cuff-based method

Autor: GESCHE, Heiko, Detlef GROSSKURTH, Gert KÜCHLER a Andreas PATZAK

Publikováno: *European Journal of Applied Physiology* 2011

Cílem této studie bylo vytvořit funkci, určující vztah mezi rychlostí pulzní vlny a krevním tlakem. Krevní tlak byl měřen nejprve běžnou neinvazivní metodou a poté v závislosti na změnách rychlosti šíření pulzní vlny. Hodnota PTT byla vypočítána po průchodu pulzní vlny (obrázek 13), za účelem eliminace rušení (například vlivem dýchání), a k následnému zprůměrování u pěti různých cyklů. Bylo zjištěno, že rychlost šíření pulzní vlny může být využita pouze pro měření relativních změn krevního tlaku. Z tohoto důvodu musela být provedena „kalibrace jednoho bodu“ pro vztah mezi krevním tlakem a rychlostí pulzní vlny.



Obrázek 13 Záznam EKG a PPG určující R vlnu, příchod pulzní vlny a výpočet PTT.

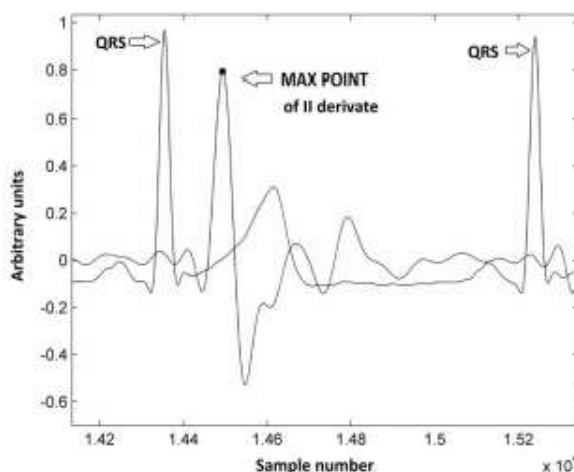
Pro testování tohoto programu byly vybrány 2 skupiny osob, které podstoupily zátěžové cvičení na ergometru. Následně byla měřena rychlost pulzní vlny a krevní tlak s využitím obou metod. Rozdíl mezi nimi pak sloužil pro určení „kalibrace jednoho bodu“. Bylo také zjištěno, že PTT nevychází pouze z vlastností cév, ale také z tzv. „pre-ejekční periody“, která určuje čas mezi začátkem elektrické srdeční aktivity a začátkem mechanického komorového vypuzení. Výsledné měření krevního tlaku s použitím PTT prokázalo podobné výsledky jako u invazivního měření, což naznačuje, že tato metoda poskytuje dlouhodobě stabilní hodnoty. Celkový přínos vytvoření funkce je inovace předchozích metod na základě kalibrace jednoho bodu. Za velkou výhodu je považována možnost provedení měření pouze jednou. Pro svou bakalářskou práci bych však využila vyššího počtu měření pro zvýšení přesnosti, vedoucí k co největší eliminaci chyb. Na druhou stranu však tato studie sloužila k prohloubení informací o vlastnostech a měření PTT, důležité k výpočtu PWV. Posledním důležitým poznatkem bylo pochopení problematiky pre-ejekční periody, jejíž zachycení bude jedním z cílů mé bakalářské práce.

Název: Assessment of algorithms for detecting an arterial pulse pressure wave equiphase point

Autor: TEMITSKI, K., J. LAURI, K. PILT, K. MEIGAS a M. VIIGIMAA

Publikováno: 2012 13th Biennial Baltic Electronics Conference 2012

Cílem této studie bylo vytvořit co nejpřesnější algoritmus k detekci ekvifázového bodu tlakové pulzní vlny. Pro posouzení jednotlivých bodů křivky je důležitá ekvifázová plocha. Jedná se o takovou plochu vlny, ve které je fáze ve všech bodech totožná pro stejný časový okamžik. Body, které se ve stejném momentu nachází ve stejné fázi, jsou pak označovány jako ekvifázové body.



Obrázek 14 Stanovení maxima křivky tlaku druhou derivací mezi dvěma R vrcholy EKG.

V rámci tohoto výzkumu, byl vybrán dobrovolník, u kterého bylo zaznamenáno několik tlakových křivek současně s EKG signálem. Analýza křivek byla nejprve provedena manuálně a poté realizací matematických algoritmů v prostředí MATLAB. Během této studie byly testovány rozdílné algoritmy k určení ekvifázových bodů tlakové vlny. Jednalo se o stanovení maxima tlakové vlny první a druhou derivací mezi dvěma R vrcholy EKG signálu. U dalších metod šlo o stanovení ekvifázového bodu tlakové vlny s použitím různých adaptivních detekčních úrovní nejprve pro první a poté pro druhou derivaci (obrázek 14). Statické analýzy ukázaly, že nejpřesnější detekční úroveň je 50 %.

V rámci studie bylo zjištěno, že manuální metoda se neobešla bez vzniku chyb. Referenční metodě se nejvíc podobalo stanovení maxima tlakové vlny první derivací, která vykazovala nejméně rozptýlené výsledky oproti jiným způsobům měření. Ačkoliv došlo k vyhodnocení nejpřesnější metody z pěti zvolených, právě určení výsledných hodnot bylo obtížnější a časově náročnější než u předchozích z nich. Díky této práci jsem měla možnost seznámit se s řadou variant určených k detekci ekvifázových bodů a vyhodnocení té nejvhodnější, jejíž využití by bylo možné uplatnit při analýze křivek.

Název: Pulse Wave Velocity Is an Independent Predictor of the Longitudinal Increase in Systolic Blood Pressure and of Incident Hypertension in the Baltimore Longitudinal Study of Aging

Autor: NAJJAR, Samer S., Angelo SCUTERI, Veena SHETTY, Jeanette G. WRIGHT, Denis C. MULLER, Jerome L. FLEG, Harold P. SPURGEON, Luigi FERRUCCI a LAKATTA

Publikováno: *Journal of the American College of Cardiology* 2008

Cílem této studie bylo vyhodnotit, závislost PWV na systolickém krevním tlaku a na vzniku hypertenze. U skupiny 449 dobrovolníků byl změřen krevní tlak, celkem třikrát, auskultační metodou pomocí rtuťového sfýngomanometru a manžet upevněných na obou pažích. Výsledné hodnoty byly získány z průměru druhého a třetího měření. PWV byla měřena pomocí Dopplerova snímače při současném zaznamenávání pulzní vlny z karotidy a femorální tepny. V této studii byly po dobu několika let pozorovány skupiny pacientů, u nichž byly stanoveny důležité parametry jako je věk, pohlaví, BMI, hladina cholesterolu či PWV. Poté došlo k pozorování vlivu těchto proměnných na dlouhodobých změnách krevního tlaku. Prvním krokem bylo vyhodnocení ukazatelů dlouhodobých změn krevního tlaku. Zde byla prokázána závislost mezi celkovou dobou všech vyšetření a PWV. Další řešenou problematikou bylo, zda může PWV předpovídat budoucí vznik hypertenze. Výsledky analýzy ukázaly, že z celkového počtu 306 normotenzivních osob se hypertenze vyvinula v případě 105 osob. Mezi jeden z důvodů vzniku se řadila doba trvání celkového vyšetření, což také souvisí s časovými intervaly mezi jednotlivými návštěvami. Ve skupině s kratší dobou patřil mezi proměnné související se vznikem hypertenze pouze věk, zatímco u delší doby existovalo větší množství rizikových faktorů.

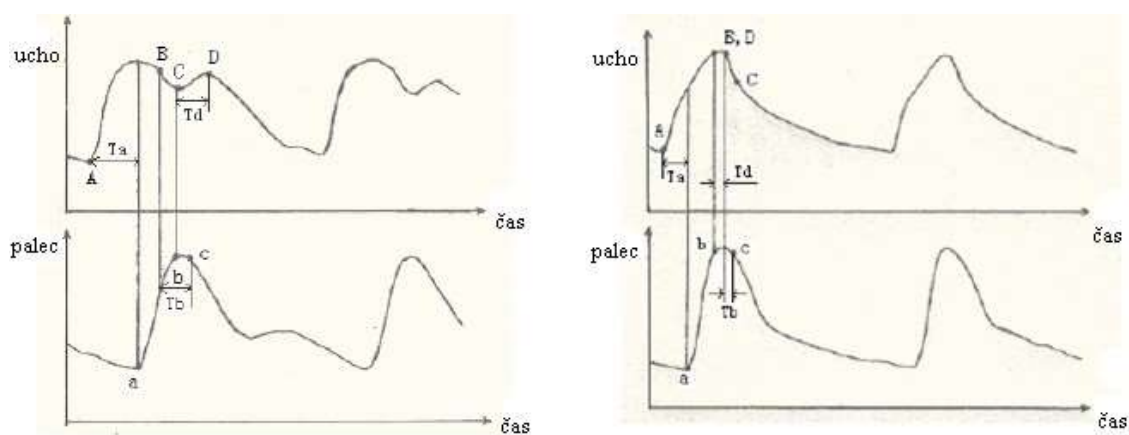
Hlavním zjištěním této studie bylo, že PWV je prediktorem budoucího vzniku hypertenze či různých kardiovaskulárních chorob. Na základě výsledků této práce jsem získala zajímavé informace o dlouhodobém měření a následných změnách krevního tlaku. Výzkum byl prováděn po dobu několika let s různými časovými intervaly mezi jednotlivými prohlídkami. V praktické části mé bakalářské práce však nebude prostor pro dlouhodobé vyšetřování, což znamená, že ani intervaly mezi měřeními nemají v mém výzkumu takový význam jako při dlouhodobém pozorování.

Název: The relationship between different pulse wave velocity and systolic/diastolic pressure

Autor: YAN CHEN, CHANGYUN WEN, HAITAO TANG a Linda XIUZHEN TENG

Publikováno: 2008 3rd IEEE Conference on Industrial Electronics and Applications 2008

Cílem této práce bylo prokázání využití dvou impulzů k výpočtu dvou nezávislých rychlostí pulzní vlny (PWV) vzhledem k systolickému a diastolickému krevnímu tlaku (SBP a DBP). K tomu byly využity fotopletysmografické senzory umístěné na ucho a palec, které byly spojeny s deskou plošného spoje. Všechny signály byly vzorkovány pomocí sběrného systému dat a byly zaznamenávány po dobu 30 vteřin. Ve studii byla využita analýza kontinuálně hodnotící plochu pod arteriální křivkou, která umožňuje určení PWV. K rozboru byly vybrány dva příklady pulzní vlny ucha a palce u dvacetiletého muže s hodnotami odpovídajícími normě a u staršího pacienta (55 let) s hypertenzí (obrázek 15).



Obrázek 15 Srovnání křivek zdravého muže (vlevo) a člověka s hypertenzí (vpravo).

Výsledky analýzy ukázaly, že křivky obou impulzů u pacienta s hypertenzí procházely svými vrcholy téměř ve stejnou dobu, na rozdíl od zdravého pacienta, kde se doba dosažení vrcholů u obou křivek lišila. Ukázalo se také, že kinetické energie nutné k šíření pulzní vlny byly ve dvou případech rozdílné. U pacientů s hypertenzí byla energie vyšší než u normálních hodnot, což bylo způsobeno větší strmostí pulzní vlny palce. Za běžných podmínek se některé úseky křivky nacházely v době diastoly, zatímco u hypertenze se objevovaly v době systoly. Tento jev prokázal závislost šíření pulzní vlny na přechodném krevním tlaku.

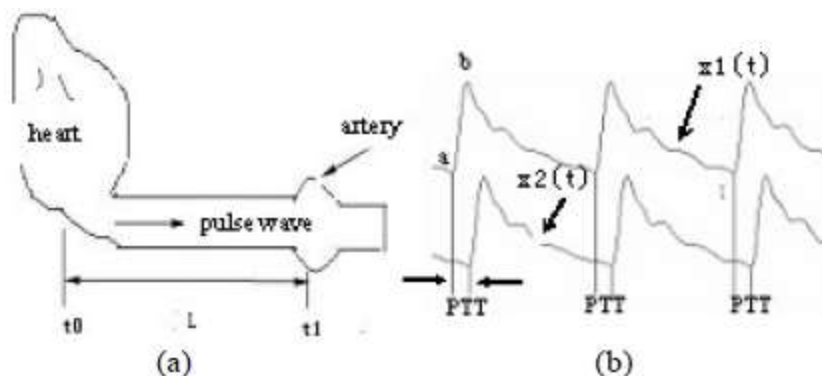
Tato práce poukázala na využití dvou nezávislých optických senzorů k určení pulzních vln. Bylo zjištěno, že u stejných podmínek se PWV mohla lišit v různých polohách. Celkovým přínosem práce byl návrh řešení určování PWV spojené s DBP a SBP, což bylo zjišťováno na základě pozorování běžného stavu a hypertenze. Výsledkem bylo potvrzení nelineárního vztahu mezi PWV a DBP/SBP. Pro mou bakalářskou práci má tato studie velký přínos, z důvodu zisku informací o analýze a porovnávání jednotlivých křivek pulzní vlny, což je také cílem praktické části mé práce. Došlo k porovnávání jednotlivých bodů a úseků křivek v závislosti na hypertenzi, což můžu zařadit mezi další z faktorů ovlivňující průběh pulzní vlny, jehož přítomnost je důležité brát v potaz.

Název: Pulse The Method for Pulse Wave Velocity Measurement Based on Chaotic Oscillator

Autor: DENG, Chen, WanQing SONG a Paolo SALVI

Publikováno: 2009 *International Conference on Artificial Intelligence and Computational Intelligence 2009*

Tato studie je založena na určování rychlosti šíření pulzní vlny (PWV) na základě časového zpoždění mezi dvěma pulzními křivkami ve stejném charakteristickém bodě. Rychlost pulzní vlny byla měřena pomocí dvou snímačů tlaku, přičemž jeden byl umístěn ve směru a druhý proti směru proudu (obrázek 16).



Obrázek 16 Šíření pulzní vlny artérií (a), dvě tlakové křivky sloužící k výpočtu PTT (b).

Při měření PWV bylo důležité nalezení charakteristického či počátečního bodu PTT, důležitého k určení časového zpoždění. V této práci šlo o stanovení počátečního bodu, čtyřmi algoritmy, pomocí bodu „foot“, který určuje jakési rozhraní mezi systolicou a diastolicou částí pulzní vlny. Kromě již známých způsobů měření, byla vybrána metoda založená na „chaotickém oscilátoru“.

V této studii šlo o měření PWV u 5 testovaných osob pomocí dvou běžně používaných metod a nové metody založené na principu chaotického oscilátoru. Velkou výhodou tohoto typu zařízení byla odolnost vůči okolnímu rušení, což zajistilo vyšší přesnost výsledných hodnot PWV i PTT. Měření bylo provedeno celkem 25x u každé osoby a poté byly získány střední hodnoty a odchylky jednotlivých PWV. Odchylka u nově využitě metody byla mnohem menší než u předchozích, což pravděpodobně způsobil také vyšší počet opakování měření. Střední hodnoty PWV u obou metod vykazovaly velice podobné výsledky, což dokazuje vysokou reprodukovatelnost použité metody. Pro mou bakalářskou práci přinesla tato metoda důležité informace o charakteristických bodech pulzní vlny, které využiji při porovnávání a následné analýze signálů jednotlivých pulzních křivek. Dalším poznatkem, který bych ráda využila, je závislosti opakování měření na přesnosti výsledných hodnot.

Název: A prospective study on pulse wave velocity (PWV) and response to anti-hypertensive treatments

Autor: ZHENG, Meili, Yong HUO, Xiaobin WANG, Xin XU, Xianhui QIN, Genfu TANG, Houxun XING, Fangfang FAN, Jianping LI, et al.

Publikováno: *International Journal of Cardiology* 2015

Tato studie zkoumala vliv rychlosti pulzní vlny na krevním tlaku, který může úzce souviset se vznikem hypertenze. Tento vztah se dále testoval v závislosti na různých typech léků proti hypertenzi či dalších faktorech, jako je pohlaví či věk. Jako výchozí hodnota byla vybrána rychlost pulzní vlny mezi brachiální a tibiální tepnou (baPWV). Ke studii byli vybráni pacienti trpící hypertenzí, kteří užívali různé druhy léků. U těchto osob došlo stanovení krevního tlaku pomocí rtuťového manometru a manžety. Tlak byl změřen celkem třikrát s pětiminutovými přestávkami a průměrná hodnota těchto měření byla použita k další analýze. K posouzení spojitosti mezi baPWV a regulací krevního tlaku byla využita vícenásobná lineární a regresní analýza.

Tato studie prokázala vztah mezi rychlostí šíření pulzní vlny a systolickým krevním tlakem. Výsledkem práce bylo zjištění, že každý nárůst baPWV o 10 m/s byl spojen se snížením rozdílu systolického tlaku o 9 mmHg. U diastolického tlaku došlo k poklesu o 1 mmHg při zvýšení baPWV každých 10 m/s. Výsledky také dokázaly, že faktory jako je pohlaví, tepová frekvence, hladina glukózy, triglyceridů, cholesterolu, kouření či konzumace alkoholu, neměly vliv na vznik hypertenze. Studie odhalila, že lidé s nižší hodnotou PWV mají lepší reakci na léčbu hypertenze než ti s vyššími hodnotami PWV.

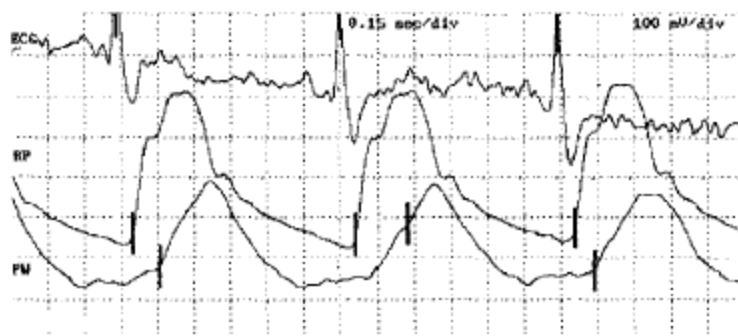
Práce také naznačuje, že snaha o snížení PWV (tuhosti cév), může vést ke snížení krevního tlaku a ke zvýšení účinnosti léků proti hypertenzi. Mezi její nevýhody můžeme zařadit krátkou dobu sledování, která nemusí vykazovat tak přesné výsledky jako u dlouhodobých studií. Tento článek byl zaměřen zejména na pacienty s hypertenzí a účinek jednotlivých typů léků. Informace, které mohu čerpat, se týkají závislosti na systolickém krevním tlaku a rychlosti šíření pulzní vlny. Další zaměření studie nemá pro mou bakalářskou práci už takový význam, jelikož směřuje k výzkumu jednotlivých druhů léků a ne k samotné analýze pulzní vlny.

Název: Blood pressure evaluation based on arterial pulse wave velocity

Autor: FRANCHI, D., R. BEDINI, F. MANFREDINI, S. BERTI, G. PALAGI, S. GHIONE a A. RIPOLI

Publikováno: *Computers in Cardiology 1996*

Hlavní myšlenkou tohoto článku je popis metody vhodné pro využití pulzní vlny jakožto základního ukazatele krevního tlaku. Proto byl vytvořen matematický model arteriální sítě pro studium chování pulzní vlny, který je schopen vyhodnotit efekt krevního tlaku, věk a tělesnou hmotnost pacienta. Pro správné získání průběhu tlaku krve, EKG a pulzní vlny byl využit fotopletysmatický snímač umístěn na ušní boltec pacienta, detekující signál pulzní vlny. Tento výzkum byl proveden u 20 pacientů dvoufázově, nejprve v klidu a při vykonávání pohybu. Ve studii došlo k měření doby přenosu bez ohledu na rozdíly délky arteriální dráhy mezi jednotlivými pacienty. Bylo důležité brát v potaz výskyt zpoždění mezi R vlnou a nástupem pulzní vlny a aortálního krevního tlaku. Na základě spouštění R vlny došlo k započítání dvou chyb ICP (doba izovolumické kontrakce) AET (doba přenosu mezi aortou a ušním lalůčkem).



Obrázek 17 Graf EKG, krevního tlaku (BP) a pulzní vlny (PW).

Na obrázku 17 jsou zaznamenány typické křivky EKG, pulzní vlny a krevního tlaku, přičemž značky představují referenční body, o jejichž detekci při výzkumu šlo. Křivka zobrazující krevní tlak má pravidelný tvar, tudíž k detekci mohlo dojít při každém úderu. Změna nastala u pulzní vlny, kde není tvar křivky, tak optimální, což může mít za následek vznik chyb při detekci referenčního bodu. Výsledek studie také ukázal, že EKG křivka byla zobrazena velmi kvalitně, zatímco pletysmografický signál ušního lalůčku byl zastíněn šumem. Proto vznikl předpoklad, že vyhodnocení AET je obecně horší, než u zjišťování předpokládané ICP.

Vyvinutý počítačový model usnadňuje zachycování všech signálů jdoucích od srdce k ušnímu lalůčku a také zobrazení referenčních bodů u EKG, krevního tlaku i pulzní vlny. Tato práce přinesla řadu potřebných informací týkajících se zpoždění, která nesmí být opomenuta při přesném stanovování rychlosti pulzní vlny. Pro analýzu křivek v praktické části mé bakalářské práce jsou tyto znalosti velmi důležité. Neméně potřebné pro vyhodnocování pulzních křivek jsou také referenční body, jejichž přítomnost je důležitá pro porovnávání jednotlivých křivek.

6.3 Zhodnocení řešerše

Metody, které jsou založeny na principu neinvazivního měření krevního tlaku, mohou být ovlivněny řadou chyb. V současné době neexistuje způsob, který by zaručil maximální přesnost měření. Proto bylo testováno mnoho způsobů umožňující měření s co největší přesností, které by se daly využít v klinické praxi. Velkou výhodou neinvazivního snímání krevního tlaku je technická a přístrojová nenáročnost měření. Tento způsob snímání je pro pacienta jednoduchý a nezatěžující.

Cílem jednotlivých prací je zejména posuzování PWV v závislosti na jiných faktorech. Jedná se zejména o věk, pohlaví, systolický krevní tlak či elasticitu cév. Tyto parametry jsou úzce spjaty s výskytem kardiovaskulárních poruch či jiných onemocnění. Jednotlivé články se také zabývají rozdílem snímání pulsních křivek v závislosti na umístění senzorů. Rychlosti šíření pulsní vlny lze vypočítat z poměru vzdálenosti mezi dvěma senzory a dobou šíření pulsní vlny od srdce do periferií. Mezi nejčastější metody patří měření vzdálenosti mezi brachiální a tibiální tepnou nebo mezi femorální tepnou a karotidou. K dalším možnostem určení hodnoty PWV se řadí také stanovení rychlosti pulzní vlny na základě časových zpoždění mezi vlnou R (EKG) a charakteristickými body pulsní vlny. Většinou se využívá detekce bodu „foot“, jehož stanovení však není příliš jednoduché a tudíž i méně přesné. Kromě časových zpoždění poskytují články také důležité informace o analýze pulsních křivek a jejich následném porovnávání. Právě tato data jsou velmi užitečná pro zaměření mé bakalářské práce, jejíž cílem je analýza a vyhodnocování jednotlivých pulsních křivek. V současnosti se ke snímání pulsních vln využívají pletysmografické přístroje umožňující také záznam EKG křivky a detekci srdečních ozev, které jsou využívány pro dosažení co největší možné přesnosti.

7 Technické řešení

K měření rychlosti šíření pulsní vlny byl využit již sestrojený pletysmografický senzor, určený ke snímání dvou pulsních vln spolu s EKG signálem. Výsledkem bylo posuzování časových zpoždění mezi vrcholem R vlny EKG signálu a pulsními křivkami. Z důvodu přesnějšího odhadu výpočtu rychlosti pulsní vlny, došlo k vytvoření přístroje schopného zachytit srdeční ozvy, tzv. fonokardiografu. Na základě tohoto zařízení bylo možné určit, kromě výše zmíněného zpoždění, také časovou prodlevu mezi vrcholem fonokardiografického záznamu a pulsní vlnou.

7.1 Konstrukce fonokardiografického přístroje

Prvním krokem k vytvoření elektronického zařízení ke snímání srdečních ozev bylo testování funkčnosti vybraného schématu fonokardiografu. K tomuto účelu bylo využito nepájivé pole, napájené ze zdroje o velikosti napětí 5 V. Pomocí mikrofonu umístěného na hrudi v blízkosti srdce došlo k zobrazení výsledné fonokardiografické křivky na obrazovce osciloskopu. Po ověření správnosti zapojení byla započata výroba samotného fonokardiografického zařízení.

7.1.1 Funkční prvky zařízení

Fonokardiografické zařízení je založeno na zesílení signálů přicházejících z mikrofonu a následné filtraci rušivých zvuků z okolí tak, aby byly dobře rozeznatelné pouze srdeční ozvy. Použité elektronické schéma je složeno ze vstupního zesilovače, aktivního filtru druhého řádu a koncového vazebního členu s napěťovým děličem. Původní schéma celého zapojení bylo převzato z [32]. Po testování tohoto schématu na nepájivém poli, bylo zapojení upraveno do současné podoby, nalezené v příloze. V následujících podkapitolách jsou popsány všechny tři vyjmenované části zapojení.

7.1.1.1 Vstupní zesilovač s filtrem

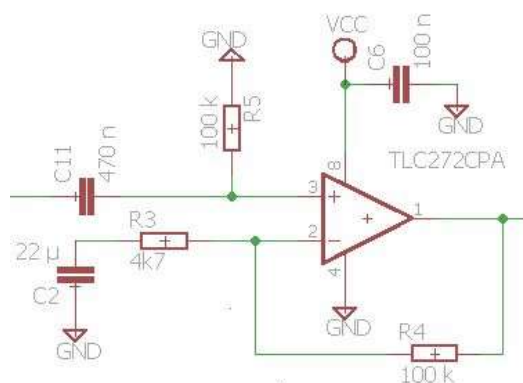
Po získání měřeného signálu z elektretového mikrofonu je signál nejprve přiveden na pasivní filtr typu horní propust tvořený odporem R5 a kondenzátorem C11, který zároveň slouží jako stejnosměrné oddělení napětí. Následuje vstupní zesilovač ve formě neinvertujícího zapojení operačního zesilovače TLC272CP. Zesílení operačního zesilovače je dáno odpory R4 a R3 podle vztahu:

$$A = 1 + \frac{R_4}{R_3} = 1 + \frac{100 \cdot 10^3}{4,7 \cdot 10^3} = 22,28 \quad 4$$

Vztah pro výpočet mezního kmitočtu u typu filtru horní propust lze vyjádřit jako:

$$f = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot R_5 \cdot C_{11}} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot 100 \cdot 10^3 \cdot 470 \cdot 10^{-9}} = \frac{1}{0,295} \quad 5$$
$$= 3,39 \text{ Hz}$$

Součástí zapojení je i kondenzátor C6, který slouží jako vyhlazovací kondenzátor pro napájení. Schéma vstupního zesilovače s hornopropustným filtrem je k vidění na obrázku 18.



Obrázek 18 Vstupní zesilovač s filtrem typu horní propust.

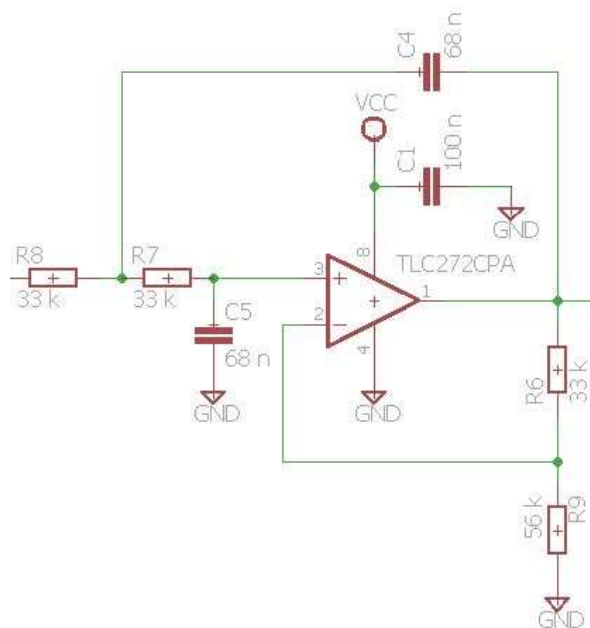
7.1.1.2 Aktivní filtr druhého řádu

V zapojení je použit aktivní filtr druhého řádu typu dolní propust podle struktury Sallen-Key, využívané v praxi v oblasti aktivních analogových kmitočtových filtrů. Aktivní filtr druhého řádu má navržen za pomoci neinvertujícího zapojení operačního zesilovače, tedy zesílení zapojení bude vždy vyšší než 1. Ověření tohoto tvrzení je vidět z následujícího výpočtu zesílení:

$$A = 1 + \frac{R_6}{R_9} = 1 + \frac{33 \cdot 10^3}{56 \cdot 10^3} = 1,58 \quad 6$$

Hlavní rozdíl mezi filtrem 1. a 2. řádu je to, že jeho logaritmický činitel útlumu je -40dB/dek. Celé zapojení aktivního filtru druhého řádu je k vidění na obrázku 19. Frekvenci odpovídající zapojení typu dolní propust lze vypočítat ze vztahu:

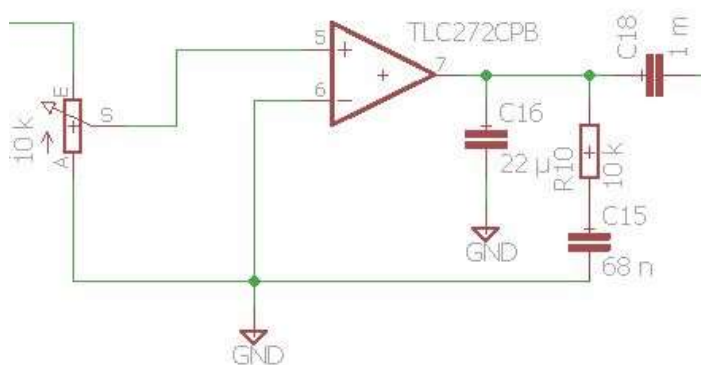
$$f = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot \sqrt{R_1 \cdot R_2 \cdot C_1 \cdot C_2}} = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot \sqrt{33 \cdot 10^3 \cdot 33 \cdot 10^3 \cdot 68 \cdot 10^{-9} \cdot 68 \cdot 10^{-9}}} \\ = 71,42 \text{ Hz} \quad 7$$



Obrázek 19 Zapojení aktivního filtru druhého řádu.

7.1.1.3 Koncový vazební člen

Koncový vazební člen je sestaven z napěťového děliče tvořeného prvkem R10 a aktivním dolnoproustným filtrem. Zároveň jsou v zapojení zařazeny kondenzátorem C16, který se pro vysoké frekvence chová jako zkrat vůči zemi, tedy odstraňuje vyšší harmonické složky signálu a kondenzátorem C18, který v sériovém zapojení funguje jako stejnosměrné oddělení. Schéma koncového vazebního členu je zachyceno na obrázku 20.



Obrázek 20 Koncový vazební člen zapojení.

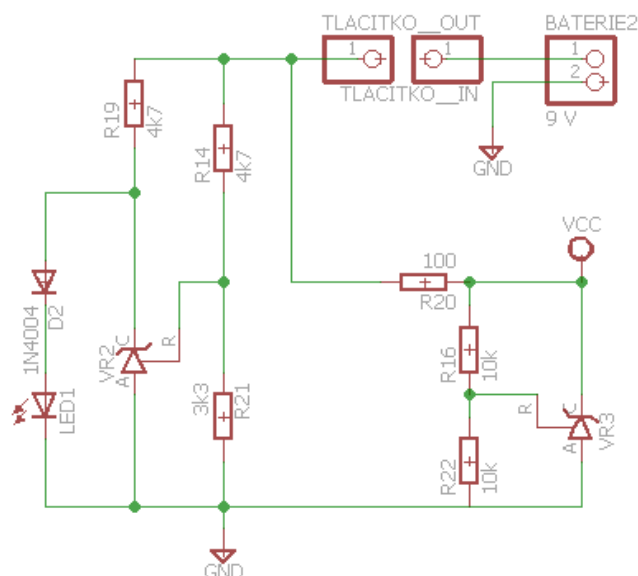
7.1.1.4 Napájení a signalizace

V průběhu testování byl využit externí zdroj napětí s nastavenou hodnotou 5 V. Napájení celého zařízení, je však realizováno pomocí baterie, o velikosti napětí 9 V, umístěné uvnitř krabičky. V horní části přístroje je umístěna kontrolka v podobě červené LED diody, která signalizuje slabou baterii, v případě vybití. Na povrchu krabičky se také nachází přepínací tlačítko pro zapínání a vypínání chodu

celého zařízení. Pro stabilizaci hodnoty napětí z devíti na původních pět voltů, byl jako další prvek celého zařízení, sestaven stabilizátor napětí.

7.1.1.5 Stabilizátor napětí a indikátor stavu baterie

Základní komponentou indikátoru stavu baterie je napět'ový regulátor TL431. Tato součástka funguje v podstatě jako Zenerova dioda s nastavitelným výstupním napětím. Velkou výhodou tohoto obvodu je také teplotní stabilita a malý výstupní odpor. Hodnota referenčního napětí této součástky odpovídá velikosti 2,5 V. Jestliže, je velikost napětí mezi referenčním vývodem a anodou větší než 2,5 V, poteče proud přes katodu a způsobí zkrat LED diody. V případě poklesu hodnoty pod 2,5 V, dojde při průtoku proudu k rozsvícení červené LED diody, což indikuje slabou baterii. Na rezistoru R21 je třeba nastavit takovou hodnotu, které by odpovídala velikost napětí, při níž se rozsvítí LED dioda. V tomto případě je velikost odporu 3,3 k Ω , což způsobí rozsvícení kontrolky, při poklesu napětí pod 6 V. Základní zapojení indikátoru baterie bylo převzato z [31].



Obrázek 21 Zapojení stabilizátoru napětí a indikátoru stavu baterie.

Druhou část zapojení tvoří stabilizátor napětí, který reguluje velikost napájecího napětí na jinou potřebnou hodnotu. Při testování obvodu byla velikost napájecího napětí na zdroji nastavena na 5 V. Přístroj je však napájen pomocí 9 V baterie a proto je nutné stabilizovat tuto hodnotu na původních 5 V. V obvodu je opět využita dioda TL431, která díky své teplotní stabilitě zajišťuje regulaci napětí s vyšší přesností než klasické stabilizátory. Celé zapojení stabilizátoru a indikátoru napětí je zobrazeno na obrázku 21.

7.1.2 Výroba desky plošného spoje (DPS)

Po otestování celého zapojení bylo nakresleno schéma v programu EAGLE 7.4.0. Light. Následně došlo k vytvoření návrhu desky plošného spoje. Po vytištění motivu na folii byla zahájena samotná výroba DPS fotochemickou metodou. Deska byla nejprve vložena do osvitové jednotky sloužící k nasvícení fotocitlivé vrstvy UV zářením. Dalším krokem bylo vyvolání desky ve vývojce, která smyla a odplavila lak z dříve ozářených míst. Po očištění desky a omytí vodou následovalo odleptání mědi

v roztoku chloridu železitého. Je vhodné zvyšovat teplotu v okolí kádinky s roztokem, což vede k výraznému urychlení celého procesu. Následně byla deska znovu umístěna do osvitové jednotky, aby došlo k odstranění zbytků mědi, poté došlo k jejímu vyvolání, omytí a vysušení. Poslední úpravou bylo umístění DPS do stříbricí lázně, která slouží k postříbření plošných spojů a zajišťuje kvalitní ochranu proti korozi. Po ošetření povrchu byla deska provrtána děrami, osázena jednotlivými součástkami (obrázek 22) a umístěna do krabičky.



Obrázek 22 Vyrobená deska plošného spoje, osázená součástkami.

7.2 Zobrazení a zpracování dat

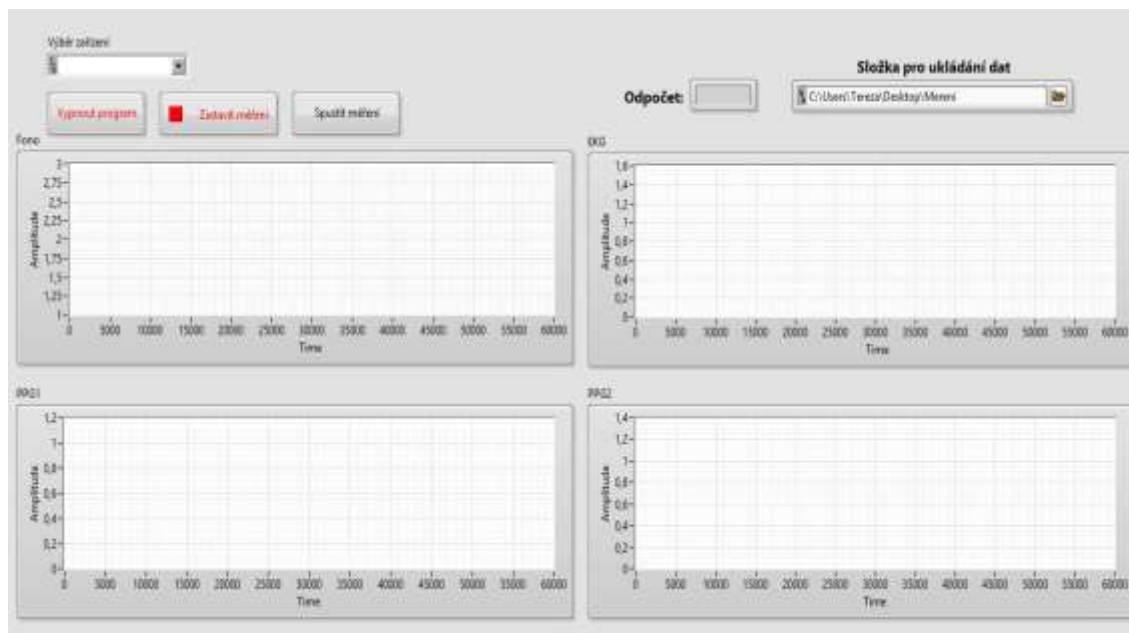
Vytvořené fonokardiografické zařízení bylo následně propojeno s počítačem prostřednictvím platformy NI ELVIS II, umožňující zobrazení měřených dat na obrazovce. Tento přístroj byl později nahrazen měřicí kartou, která zajišťuje snadnější manipulaci a přenos celého zobrazovacího systému. Kromě sestaveného přístroje pro měření srdečních ozev byl k získání dat použitý také multikanálový pletysmograf. Jedná se o zařízení schopné zaznamenávat šest pulsních křivek spolu s grafem EKG signálu. Také pletysmografický senzor byl připojen k měřicí kartě, která zajišťuje přenos dat mezi externím zařízením a vývojovým prostředím. K získání a shromažďování naměřených hodnot byl vybrán typ NI USB 6009 obsahující osm analogových vstupů a 2 výstupní kanály. K propojení měřicí karty s programem byl použit ovladač NI-DAQmx, který je součástí tohoto vývojového prostředí.

7.2.1 Vývojové prostředí

Součástí vlastní tvorby této práce bylo vytvoření softwaru pro zobrazení naměřených dat z obou využívaných přístrojů. K tomuto účelu byl vybrán program LabView2014 od společnosti National Instruments. Toto vývojové prostředí je vhodné k zobrazení a synchronizaci všech snímaných signálů, zejména z důvodu dobré orientace v programu a možnosti propojení s měřicí kartou. Jedná se v podstatě o grafické vývojové prostředí umožňující vytvoření programu pomocí ikon a konektorů namísto textového kódu. Zároveň LabView disponuje celou řadou knihoven pro komunikaci s reálným hardwarem, jako například s měřicí kartou nebo osciloskopem.

Výsledný program zobrazuje čtyři grafy, na čelního panelu aplikace, kdy každý z nich, zachycuje průběh jednoho z měřených signálů, ořezaných na posledních šest sekund měření pro lepší vizualizaci. Jednou z možností celé aplikace je taktéž volba měřicího zařízení, uživatel tedy není limitován pouze na jedinou specifickou kartu, a program následně sám definuje čtyři analogové měřicí kanály.

Uživatelské ovládání aplikace je realizované pomocí tlačítek, kterým jsou přiřazeny funkce „Start“, „Zastavení měření“ a „Zastavení aplikace“. Na čelním panelu se nachází také odpočet, který oznamuje počet vteřin do uplynutí nastavených dvou minut měření. Výsledné grafické provedení uživatelského rozhraní je předvedené na obrázku 23.



Obrázek 23 Uživatelské prostředí pro zobrazování měřených signálů.

Po ukončení měření, případně celé aplikace, je provedena sekce kódu, která uloží naměřená data do dílčích textových souborů, kdy každý z nich odpovídá jednomu naměřenému signálu. Cílem bylo naměřit průběhy signálů v časovém intervalu dvou minut, se vzorkováním 10 kS/s. Jedná se již o takové množství dat, které v surovém formátu zabírají příliš mnoho místa. Za tímto účelem jsou data pravidelně překládána do textu a hodnoty pole jsou průběžně mazány. V programu byl využit datový formát TSV (tab separated values), tedy hodnoty oddělené tabulátory, protože se jedná o podporovaný formát v programu MATLAB, ve kterém probíhalo další zpracování dat. Data byla uložena do textových souborů na disk dle uživatelem specifikované cesty z čelního panelu. Součástí programu je také základní filtrace signálů mediánovým filtrem, aby bylo možné kontrolovat správný tvar křivek v průběhu měření. Tato filtrace se nevztahuje na data ukládaná do souboru, soubor tedy obsahuje surová naměřená data.

7.3 Měření

Po dokončení konstrukce fonokardiografického zařízení (obrázek 24) bylo zahájeno měření k získu potřebných křivek. Došlo k využití mnou vytvořeného přístroje umožňujícího detekovat jednotlivé srdeční ozvy, které jsou důležité ke stanovení rychlosti šíření pulsní vlny na základě určení časových zpoždění. Stěžejním parametrem k dalšímu vyhodnocování byla pre-ejekční perioda, jejíž hodnota přispívá k přesnějšímu výpočtu PWV. Pro vyhodnocení této časové prodlevy bylo důležité zachycení první srdeční ozvy, která odpovídá době před vypuzením krve ze srdce. Základní součástí fonokardiografu je miniaturní velice citlivý mikrofon, který reaguje na zvuky nacházející se bezprostředně v jeho blízkosti. Vyšetřované osoby jej umístily do oblasti levé strany hrudníku, kde zjišťovaly vhodnou oblast s nejvyšší slyšitelností srdečních ozev. Mikrofon byl uložen do plastového

pouzdra a při jednotlivých měřeních byl fixován pomocí hrudního pásu, aby nedošlo k nežádoucímu posunutí během záznamu.



Obrázek 24 Vyrobené fonokardiografické zařízení.

Druhým využívaným zařízením byl multikanálový pletysmograf sloužící k současnému zaznamenávání několika pulsních vln z různých částí těla. Kromě šesti kanálů pro měření pulsních křivek obsahuje také kanál pro snímání EKG signálu pomocí jednosvodového EKG. Z tohoto zařízení byly, po dohodě s vedoucím, vyvedeny drátky přímo na měřicí kartu, na kterou byl přiveden také výstup fonokardiografického přístroje. K měření byly využity pouze dva z šesti dostupných kanálů pro záznam pulsních vln. Součástí měřicí soustavy byl plastový a gumový prstový snímač, které byly umísťovány každý na prst jedné z horních končetin. Při měření EKG signálu byly využívány končetinové EKG klipsy, upevněné na horní a dolní končetiny. Veškeré vybavení včetně obou využitých měřicích zařízení jsou k vidění na obrázku 25.



Obrázek 25 Kompletní sada vybavení určená k měření.

Posledním důležitým krokem bylo změření krevního tlaku pomocí neinvazivního tlakového snímače UA 767. Součástí zařízení je indikátor krevního tlaku a srdečního rytmu a manžeta umísťovaná na levou paži testovaných osob. U každé osoby byla dvakrát měřena hodnota krevního tlaku a vyhodnocována závislost této veličiny na naměřených křivkách. Měření ovšem nebylo stoprocentně spolehlivé, kvůli občasným chybným hodnotám diastolického krevního tlaku. Ty mohly být způsobeny

například špatně připevněnou manžetou či nežádoucími pohyby měřených osob. Velikost krevního tlaku také výrazně kolísá, dokonce v průběhu několika minut. Z toho vyplývá, že mnohem přesnějšího odhadu by bylo docíleno dalšími opakováními měření a následným zprůměrováním všech hodnot.

Celé měření probíhalo v sedě po dobu dvou minut, bez veškerých pohybů, které by mohly způsobit vznik nežádoucího rušení.

7.3.1 Měřené skupiny

Cílem této práce bylo, kromě výše zmíněného, určování časových zpoždění také vyhodnocení rozdílů, u jednotlivých lidí, na základě fyzické kondice a jejího vlivu na hodnotách krevního tlaku. Za tímto účelem byly vybrány dvě skupiny osob dále rozdělených podle věku od dětství až po horní hranici 55 let. První skupinu tvořili lidé, kteří se aktivně věnují určitému druhu sportu. Druhá byla složena z osob, které pravidelně nevykonávají žádnou pohybovou aktivitu. Všechny testované osoby byly navíc rozděleny do pěti věkových kategorií, kdy každou z nich tvořily tři osoby. Obě skupiny byly následně porovnávány mezi sebou, kdy byl zjišťován vliv sportu na naměřených hodnotách. Zisku dat v případě osob, které neprovozují žádnou sportovní aktivitu, byl proveden v klidu, bez jakékoliv zátěže. U sportovců bylo měření provedeno nejprve bezprostředně po vykonání fyzické činnosti. Další měření následovalo přibližně patnáct minut po ukončení tréninku, kdy došlo ke stabilizaci tepové frekvence a srdečního rytmu. U všech pozorovaných osob bylo důležité zajistit co největší stabilitu, která by, zejména v případě pletysmografie, zamezila vzniku pohybových artefaktů.

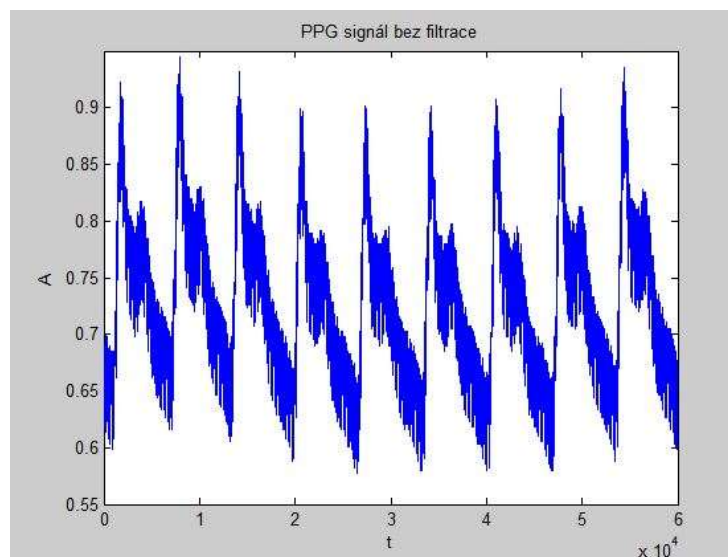
8 Analýza naměřených dat

Následující kapitola je věnována rozboru naměřených signálů a vyhodnocení závislosti mezi jednotlivými sledovanými parametry. U každé pozorované osoby bylo provedeno dvojí měření, bez ohledu na to, jestli šlo o sportovce či pasivní skupinu obyvatel. V případě první skupiny byly posuzovány rozdíly mezi hodnotami naměřenými po fyzické aktivitě a výsledky získanými v klidu. Druhá skupina, podle předpokladu, nevykazovala významné rozdíly mezi jednotlivými měřeními, z důvodu minimálních změn podmínek při pozorování. Výsledné hodnoty byly následně porovnávány v rámci obou skupin, kdy byl zjišťován vliv pohybové aktivity na velikosti sledovaných parametrů. Zpracování jednotlivých signálů bylo provedeno v programu MATLAB, kdy byla ze získaných hodnot jednotlivých časových zpoždění vytvořena regresní analýza sloužící k vyjádření závislosti jednotlivých měřených parametrů.

8.1 Zobrazení a zpracování naměřených dat

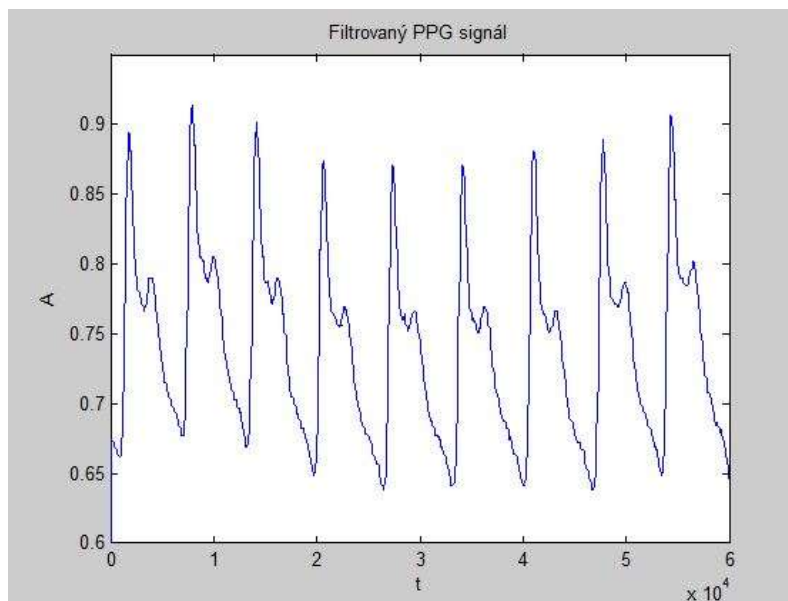
Jako prostředí ke zpracování již dříve naměřených signálů byl zvolen program MATLAB R2015a. Právě tento programovací jazyk obsahuje řadu funkcí užitečných ke stanovení časového zpoždění mezi charakteristickými body pozorovaných signálů.

Po načtení všech čtyř naměřených dat, v podobě textových souborů, by vybrán časový úsek, na kterém byly všechny signály co nejvíce čitelné a pravidelné. Jednalo se zejména o data měřená bezprostředně po dokončení fyzické aktivity, kdy byly u většiny testovaných zaznamenány větší výkyvy hodnot na křivkách. Hlavním důvodem bylo například usilovné dýchání mající vliv na tvar fonokardiografické křivky, či šum způsobený pohyby či mírným třesením končetin.



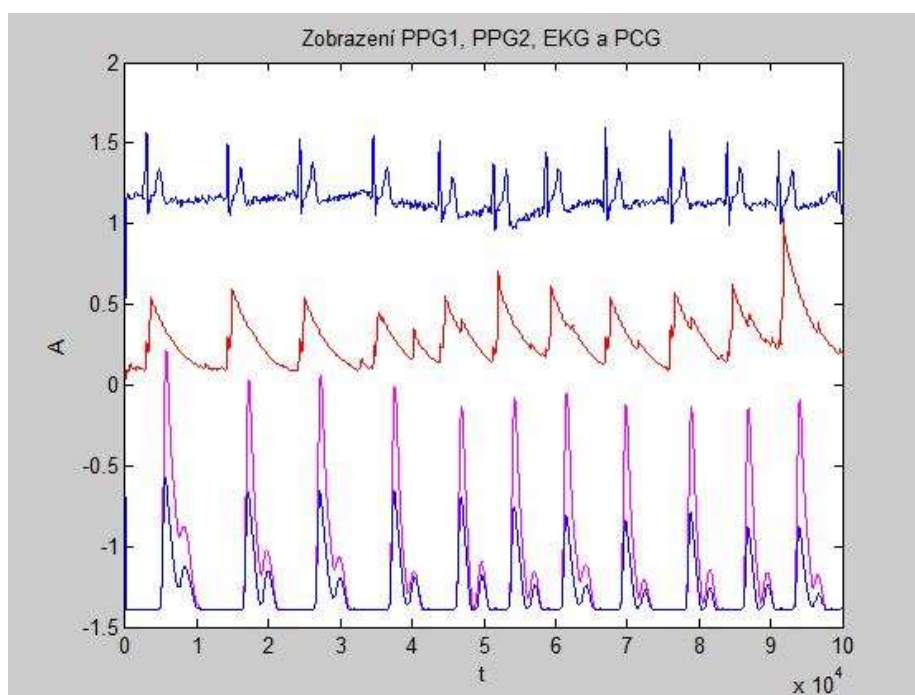
Obrázek 26 Neupravovaný PPG signál.

Po výběru a zobrazení vhodné oblasti jednotlivých křivek, došlo k filtraci signálů pro dosažení jejich lepší kvality. Jako vhodný typ filtru byl vybrán mediánový filtr sloužící k potlačení nežádoucího šumu a dosažení lepší viditelnosti křivek. K aplikaci tohoto typu filtru byla použita funkce *medfilt1* s nastaveným řádem 100, popřípadě 200, podle kvality signálu. Rozdíl mezi původním a vyfiltrovaným signálem je zřejmý z obrázků 26 a 27.



Obrázek 27 PPG signál po provedení filtrace.

Všechny čtyři zpracované signály byly následně zobrazeny ve společném grafu pomocí funkce *hold on* (obrázek 28). Došlo tedy k vykreslení potřebných křivek v jednom grafu pod sebou, což umožnilo lepší orientaci a vyhodnocení vzdáleností mezi nimi. Z grafu lze jednoduše ověřit správnost umístění jednotlivých křivek, jelikož vrchol fonokardiografického signálu bývá vždy lokalizován vpravo od R vlny EKG signálu a vlevo od špičky pulsní vlny.

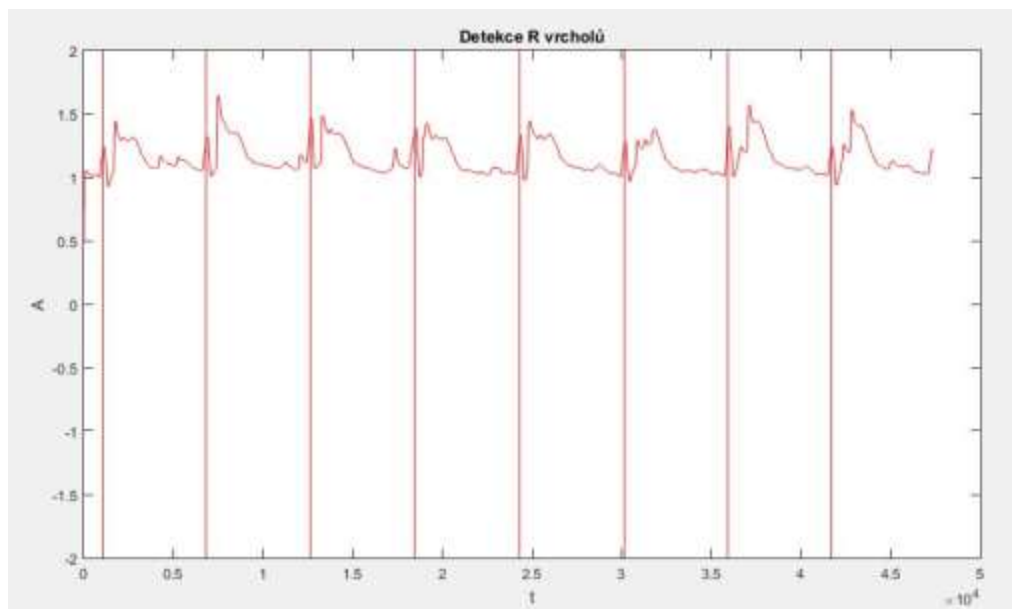


Obrázek 28 Vykreslení všech signálů do jednoho grafu.

8.2 Vyhodnocení časových zpoždění

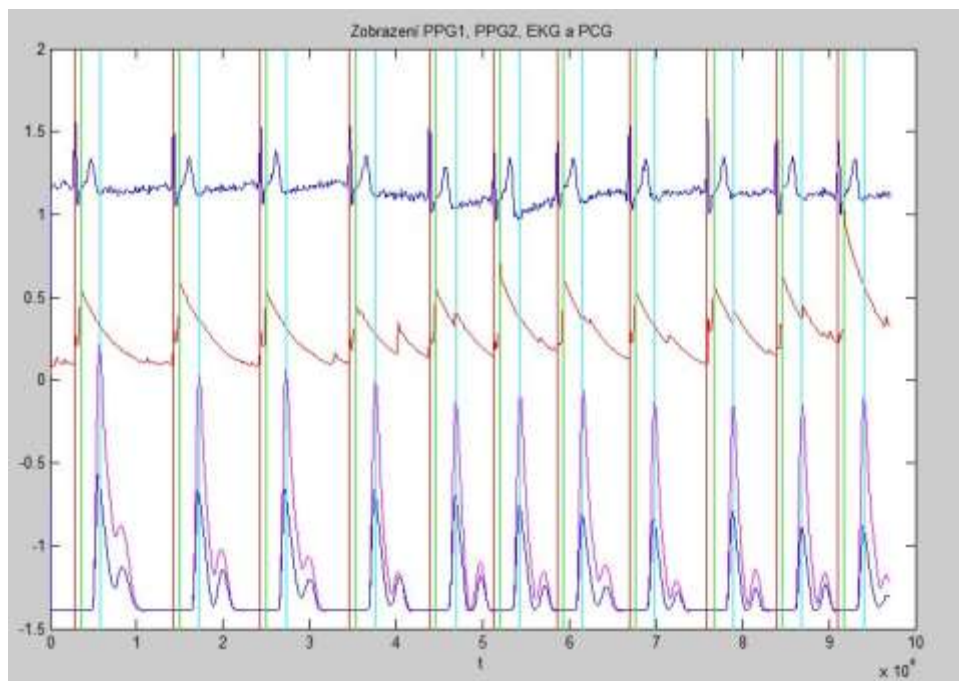
Hlavním cílem této bakalářské práce bylo stanovení časových zpoždění z naměřených signálů. Jednalo se o časovou prodlevu mezi vrcholem R vlny EKG křivky a vrcholem pulsní vlny. Tato doba odpovídala časovému úseku, za který se pulsní vlna dostane ze srdce do periferie, v tomto případě ke konečkům prstů. Oba signály pulsních křivek si navzájem odpovídaly, lišila se pouze jejich amplituda, ovlivněná vzdáleností periférií od srdce. Druhou, nezbytnou hodnotou byla pre-ejekční perioda, určená jako časový rozdíl mezi vrcholem R vlny a vrcholem fonokardiografického signálu, který odpovídá první srdeční ozvě. Tato časová zpoždění byla vyhledávána pomocí rozdílů bodů, které označovaly vrcholy jednotlivých křivek. K detekci peaků všech signálů byla využita funkce *findpeaks*, pomocí které došlo ke stanovení minimální vzdálenosti mezi jednotlivými vrcholy. V případě signálů pulsních vln bylo dostačující vyhledání maxima pouze u jednoho z nich, jelikož vrcholy obou signálů se nacházely ve stejném bodě.

Výjimka při vyhodnocování nastala v případech, kdy následující T vlna převyšovala požadovanou R vlnu. V tomto případě došlo k chybné detekci, jelikož funkce zachycuje pouze nejvyšší hodnoty požadovaného signálu. Z tohoto důvodu byl využit druhý algoritmus založený na výběru pouze těch peaků, které odpovídají předem definované šířce. Za tímto účelem byla opět vybrána funkce *findpeaks*, ovšem s nastavením výpočtu šířky jednotlivých peaků. Jelikož R vlny bývají zpravidla užší než T vlny, jako horní mez bylo zvoleno 1000 s, což zajistilo vymezení pouze nižších hodnot než nastavená mez. Po určení dolní hranice, která vyřadila velmi malé peaky vzniklé pravděpodobně v důsledku šumu, byla nastavena prahovací hranice. Tato mezní hodnota byla na základě pozorování jednotlivých grafů nastavena na 800 s, což byla velikost vhodná pro rozlišení R a T vlny. Poté mohly být spolehlivě určeny právě ty vrcholy nacházející se mezi oběma hraničními limity. Výsledek detekce R vln pomocí výše popsaného algoritmu, v případě, že R vlna je menší než T vlna, je znázorněna na obrázku 29.



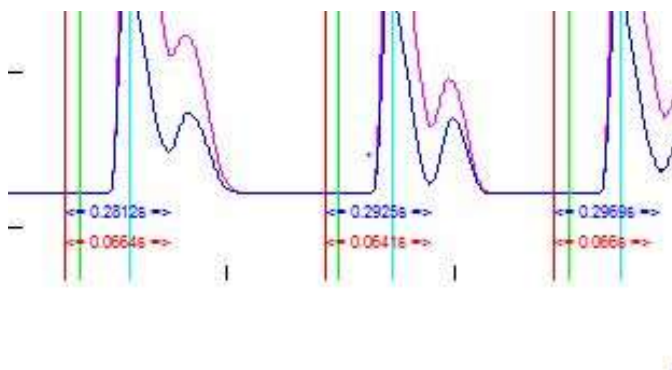
Obrázek 29 Ukázka výsledku druhého algoritmu k detekci R vrcholů.

Po vyhledání všech vrcholů došlo v místech jejich souřadnic k vytvoření svislých čar, pro každý ze tří analyzovaných signálů, jak lze vidět na obrázku 30. Zelené čáry označují špičky prvních srdečních ozev, červené vrcholy R vln EKG signálu a modré vrcholy pulsních vln. Nakonec byly od hodnot odpovídajícím EKG vrcholům odečteny příslušné velikosti peaků pulsních vln. Stejný postup byl proveden pro stanovení rozdílu mezi EKG a fonokardiografickým signálem.



Obrázek 30 Označení peaků signálů pomocí svislých čar.

Vypočítaná časová zpoždění byla poté vepsána přímo do grafu mezi jednotlivé peaky (obrázek 31). Modrá čísla označují rozdíl mezi EKG a PPG signálem a červená určují velikost pre-ejekční periody. Všechna vypočítaná časová zpoždění byla nakonec převedena ze sekund na milisekundy a byla z nich vyjádřena průměrná hodnota.



Obrázek 31 Vypočítané hodnoty časových zpoždění.

8.3 Metodika měření

Jak již bylo výše popsáno, výzkum proběhl u třiceti dobrovolníků rozdělených do dvou skupin podle fyzické aktivity, kteří byli zařazeni do jedné z pěti věkových kategorií. První skupinu tvořily děti od 8 do 14 let. U všech vyšetřovaných osob došlo k zapsání pohlaví, věku a zdravotního stavu. Po

celkovém naměření výsledných signálů byl u každé z testovaných osob změřen krevní tlak a výsledky byly následně zaznamenány do tabulky 1.

Tabulka 1 První sledovaná skupina - děti.

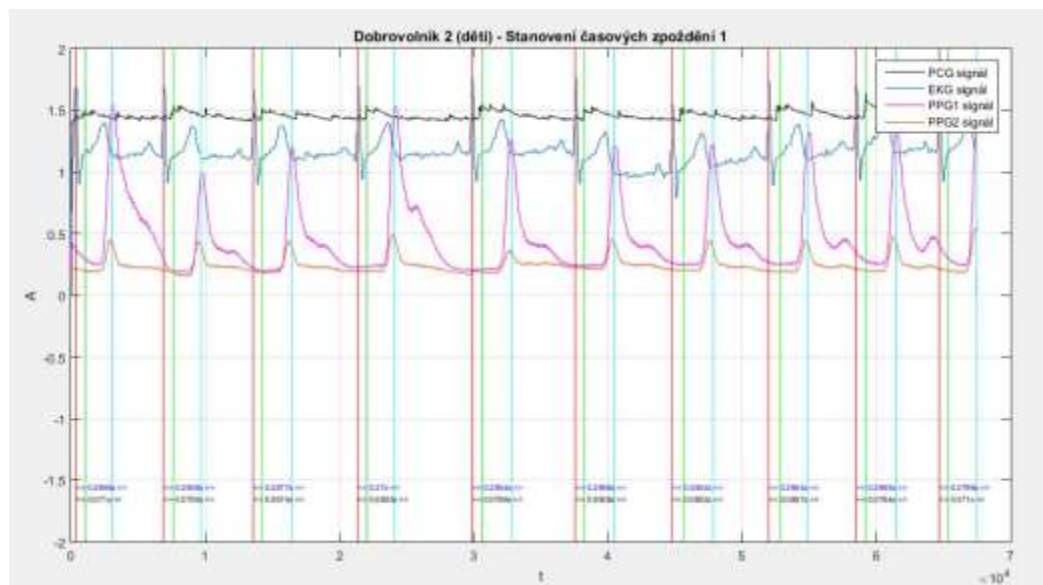
Sportovci	Pohlaví	Věk	Zdravotní stav
Dobrovolník 1	Muž	13 let	Zdravý
Dobrovolník 2	Muž	10 let	Zdravý
Dobrovolník 3	Muž	12 let	Vysoký krevní tlak
Nesportovci	Pohlaví	Věk	Zdravotní stav
Dobrovolník 4	Muž	13 let	Zdravý
Dobrovolník 5	Žena	10 let	Zdravá
Dobrovolník 6	Muž	12 let	Zdravý

Měření proběhlo u každého dítěte dvakrát, v případě sportovců před (1) a po (2) provozování sportovní aktivity. Jednalo se o dva chlapce věnující se pravidelně basketbalu a jednoho hrajícího dvakrát týdně florbal. Jeden z chlapců mívá již několik let problémy s vysokým tlakem, ostatní testované osoby byly bez zdravotních komplikací. Děti, které se aktivně nevěnují žádnému sportu, byly rovněž měřeny dvakrát z důvodu možnosti srovnání s druhou pozorovanou skupinou. Jelikož však nesportující osoby byly vyšetřovány pouze v klidu, ve většině případů se jednalo o téměř zanedbatelné rozdíly výsledků PEP a PAT mezi měřeními. K větším změnám docházelo v některých případech u krevního tlaku, jelikož jeho hodnoty kolísají i v rozmezí několika minut. Posledním vypočítaným parametrem byla hodnota PTT, vyjádřená jako součet obou časových zpoždění PAT a PEP. Výsledné hodnoty pre-ejekční periody, PAT, PTT a krevního tlaku byly zaznamenány do tabulky 2.

Tabulka 2 Naměřené hodnoty PEP, PAT, PTT a krev. tlaku (BP) u první sledované skupiny.

Sportovci	BP 1 [mmHg]	PAT 1 [ms]	PEP 1 [ms]	PTT 1 [ms]	BP 2 [mmHg]	PAT 2 [ms]	PEP 2 [ms]	PTT 2 [ms]
Dobrovolník 1	105/62	331,39	84,38	415,77	114/73	301,19	75,97	377,16
Dobrovolník 2	96/64	286,8	74,89	361,69	105/56	270,79	71,84	342,62
Dobrovolník 3	118/84	296,11	79,66	375,77	136/90	287,54	75,96	363,5
Nesportovci	BP 1 [mmHg]	PTT 1 [ms]	PEP 1 [ms]	PTT 1 [ms]	BP 2 [mmHg]	PTT 2 [ms]	PEP 2 [ms]	PTT 2 [ms]
Dobrovolník 4	108/55	289,01	76,21	365,22	100/57	296,23	76,25	372,48
Dobrovolník 5	108/63	288,83	75,34	364,17	115/68	282,95	73,43	356,38
Dobrovolník 6	103/59	322,54	91,95	414,49	135/59	318,86	90,97	409,83

Pro každou věkovou kategorii byl, pro názornost, vybrán vždy jeden graf zobrazující vyhodnocení časových zpoždění mezi jednotlivými signály. Graf zobrazující výsledná data u jednoho z testovaných dětí je k vidění na obrázku 32. Zbylé grafy, spolu s kódy obou použitých algoritmů, jsou k dispozici k nahlédnutí v přílohách.



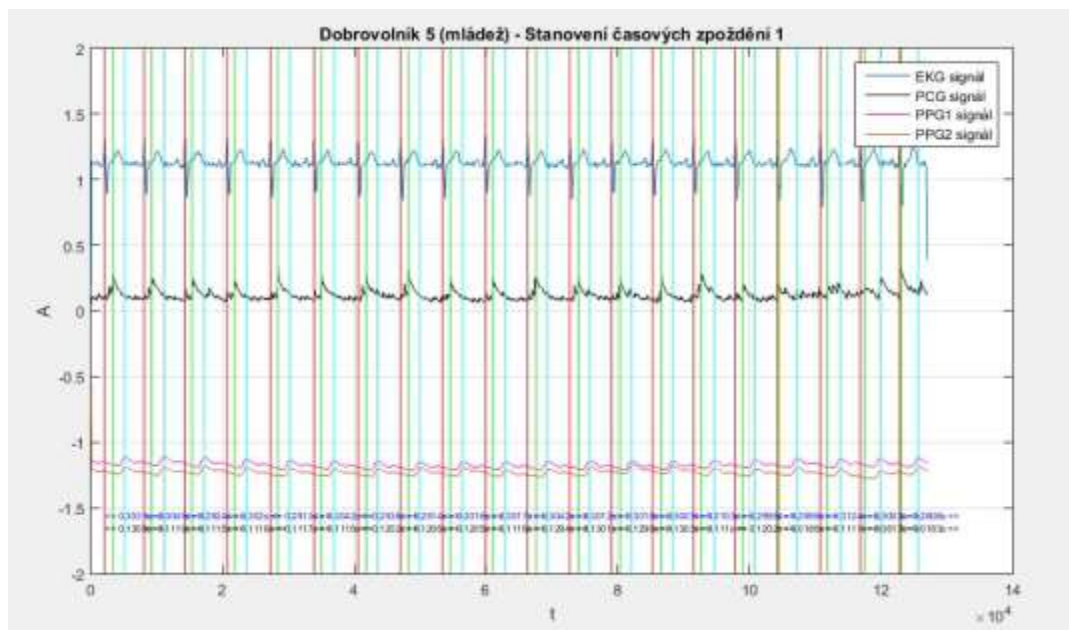
Obrázek 32 Vyhodnocení časových zpoždění u dobrovolníka 2 ve skupině dětí.

Druhá kategorie zahrnovala dospívající mládež odpovídající věku od 15 do 20 let. První skupinu tvořili dva chlapci a jedna dívka, kteří se nevěnují žádné sportovní aktivitě. Druhá skupina byla složena z jednoho chlapce věnujícímu se třikrát týdně bojovému umění a dvěma děvčaty hrající pravidelně fotbal a házenou. Obě skupiny, jak sportovci, tak nesportující mladí lidé znovu absolvovaly dvojí měření důležité k porovnání rozdílů mezi nimi.

Tabulka 3 Druhá pozorovaná skupina - mládež.

Sportovci	Pohlaví	Věk	Zdravotní stav
Dobrovolník 1	Žena	16 let	Zdravá
Dobrovolník 2	Muž	16 let	Zdravý
Dobrovolník 3	Žena	18 let	Zdravá
Nesportovci	Pohlaví	Věk	Zdravotní stav
Dobrovolník 4	Žena	17 let	Zdravá
Dobrovolník 5	Muž	17 let	Zdravý
Dobrovolník 6	Muž	16 let	Zdravý

Jednotlivé údaje o pozorovaných osobách a jejich výsledné hodnoty krevního tlaku, srdečního tepu a vyjádřených časových zpoždění byla zaznamenána do tabulek 3 a 4. Ukázka vyhodnocení časových zpoždění pro jednoho z členů této skupiny je na obrázku 33.



Obrázek 33 Vyhodnocení časových zpoždění u dobrovolníka 5 ve skupině mládeže.

Jednotlivá zpoždění byla vždy vyhodnocována v rámci celého vybraného úseku všech signálů, jak je vidět na obrázku, ovšem pro další analýzu byla důležitá velikost aritmetického průměru těchto hodnot, která byla zaznamenána do příložených tabulek. Tento výpočet byl součástí použitého kódu v programu MATLAB, kdy byla využita funkce *mean* s vymezením pro vyjádření prvních deseti hodnot. Tímto způsobem došlo k vyjádření průměrné hodnoty PTT, PEP i periody EKG signálu, ze které byla později stanovena tepová frekvence.

Tabulka 4 Naměřené hodnoty PEP, PAT, PTT a krev. tlaku (BP) u druhé sledované skupiny.

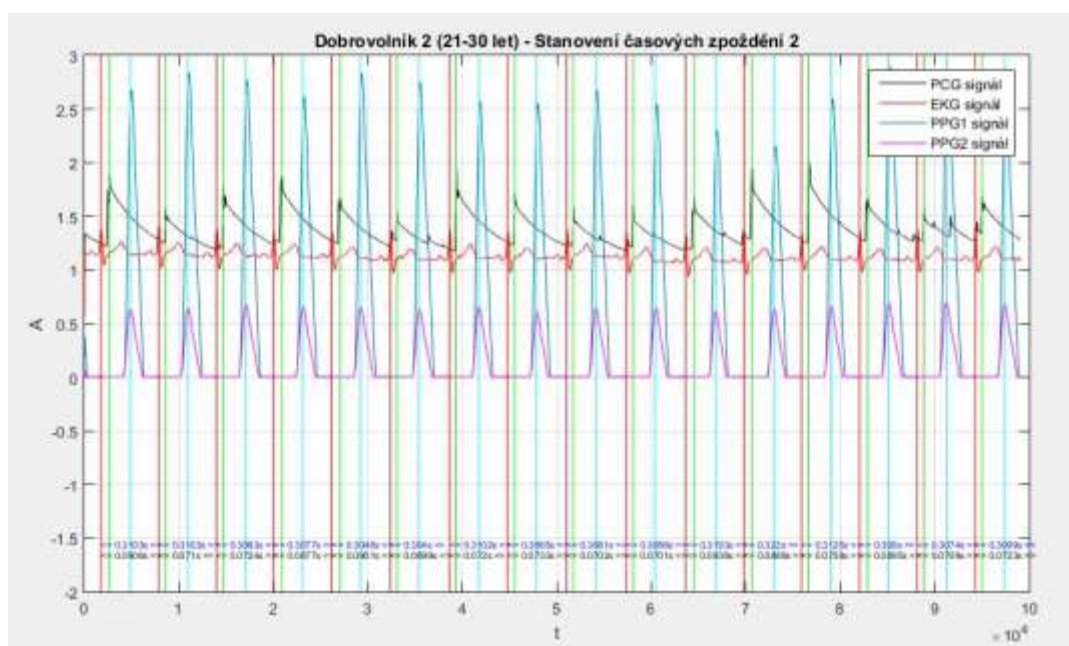
Sportovci	BP 1 [mmHg]	PAT 1 [ms]	PEP 1 [ms]	PTT 1 [ms]	BP 2 [mmHg]	PAT 2 [ms]	PEP 2 [ms]	PTT 2 [ms]
Dobrovolník 1	108/68	346,15	81,02	427,17	159/70	308,71	73,56	382,27
Dobrovolník 2	128/69	312,56	75,98	388,54	145/66	308,21	60,61	368,83
Dobrovolník 3	116/73	351,34	79	430,34	133/64	349,5	74,36	425,75
Nesportovci	BP 1 [mmHg]	PAT 1 [ms]	PEP 1 [ms]	PTT 1 [ms]	BP 2 [mmHg]	PAT 2 [ms]	PEP 2 [ms]	PTT 2 [ms]
Dobrovolník 4	116/66	325,13	83,57	408,7	92/53	353,28	85,98	439,28
Dobrovolník 5	140/85	289,25	70,81	360,06	115/72	298,2	74,07	372,27
Dobrovolník 6	100/80	332,18	84,07	416,25	123/54	325,64	81,46	407,1

Třetí a čtvrtá skupina byla složena z dobrovolníků ve věku do 30 let a do 40 let. Poslední skupinu tvořily osoby starší 40 let, s horní hranicí cca 55 let. Vyšší věk už nespadal do mých zájmových skupin, z důvodu minimálního vykonávání sportovních aktivit u osob ve věku 60 let a výš. U skupin dospělých osob byl zaznamenáván také fakt, zda se jedná o kuřáka či nekuřáka, jelikož i tento faktor může mít vliv na velikost jednotlivých časových zpoždění.

Tabulka 5 Třetí pozorovaná skupina – od 21 do 30 let.

Sportovci	Pohlaví	Věk	Zdravotní stav	Kuřák/nekuřák
Dobrovolník 1	Muž	22 let	Zdravý	Nekuřák
Dobrovolník 2	Muž	22 let	Zdravý	Nekuřák
Dobrovolník 3	Muž	22 let	Zdravý	Nekuřák
Nesportovci	Pohlaví	Věk	Zdravotní stav	Kuřák/nekuřák
Dobrovolník 4	Žena	21 let	Šelest na srdci	Nekuřák
Dobrovolník 5	Žena	22 let	Celiakie	Nekuřák
Dobrovolník 6	Žena	22 let	Zdravý	Nekuřák

Třetí skupina byla složena ze tří sportujících mužů, všech ve věku 22 let, věnující se pravidelně různým druhům sportu. Jednalo se o jednoho sportovce absolvujícího třikrát týdně tréninky volejbalu, a o dva sportující muže, kteří byli sledováni v průběhu posilovacího cvičení sloužícího jako doplňková aktivita k jejich primárně vykonávanému sportu. Graf jednoho z těchto sportovců zobrazující vyhodnocení časová zpoždění je k vidění na obrázku 34. Nesportující skupina se skládala ze tří žen, ve věku 21 a 22 let. Jedna z pozorovaných žen v minulosti pravidelně navštěvovala kardiologii, z důvodu šelestů na srdci. Druhá z žen trpí onemocněním celiakie, tedy intolerancí lepku, což je důvodem dodržování tzv. bezlepkové diety. Zbylé čtyři osoby se nesetkaly v minulosti s žádnými zdravotními obtížemi. Údaje o výše popisované věkové kategorii osob do 30 let jsou k dispozici v tabulce 5.



Obrázek 34 Vyhodnocení časových zpoždění u dobrovolníka 2 ve skupině od 21 do 30 let.

Minimální rozdíly věku u jednotlivých vyšetřovaných lidí této skupiny vedly k objektivnějšímu porovnávání, mezi jednotlivými členy, vzhledem k tělesným predispozicím odpovídajícím stejné věkové kategorii. Všechny pozorované osoby, ať se jednalo o sportovce, nebo o pasivní skupinu osob, byly zařazeny mezi nekuřáky. Výsledná data jednotlivých pozorovaných osob jsou k vidění v tabulce 6.

Tabulka 6 Naměřené hodnoty PEP, PAT, PTT a krevního tlaku (BP) u třetí sledované skupiny.

Sportovci	BP 1 [mmHg]	PAT 1 [ms]	PEP 1 [ms]	PTT 1 [ms]	BP 2 [mmHg]	PAT 2 [ms]	PEP 2 [ms]	PTT 2 [ms]
Dobrovolník 1	126/73	321,87	73,16	395,03	143,87	303,15	69,99	373,14
Dobrovolník 2	119/81	365,5	85,13	450,62	176/81	307,86	76,73	384,59
Dobrovolník 3	124/64	348,09	74,19	422,28	168/66	291,36	52,21	343,56
Nesportovci	BP 1 [mmHg]	PAT 1 [ms]	PEP 1 [ms]	PTT 1 [ms]	BP 2 [mmHg]	PAT 2 [ms]	PEP 2 [ms]	PTT 2 [ms]
Dobrovolník 4	115/72	304,51	79,83	384,34	121/72	303,83	78,61	382,46
Dobrovolník 5	96/69	301,36	83,76	385,12	100/68	300,09	82,76	382,87
Dobrovolník 6	123/79	337,45	74,42	411,87	127/81	335,91	70,37	406,28

Předposlední věková kategorie (tabulka 7) se skládala z jedné sportovně založené ženy věnující se pravidelně volejbalu a dvou sportujících mužů, kteří podstoupili měření po tréninku badmintonu. Všichni tři pozorovaní sportovci byli ve věku mezi 31 a 36 lety. Skupina nesportujících zahrnovala dvě ženy ve věku 36 let a jednoho 31 letého muže. Ani jedna z osob z této věkové kategorie neměla žádné zdravotní potíže a neřadila se mezi kuřáky.

Tabulka 7 Čtvrtá pozorovaná skupina – od 31 do 40 let.

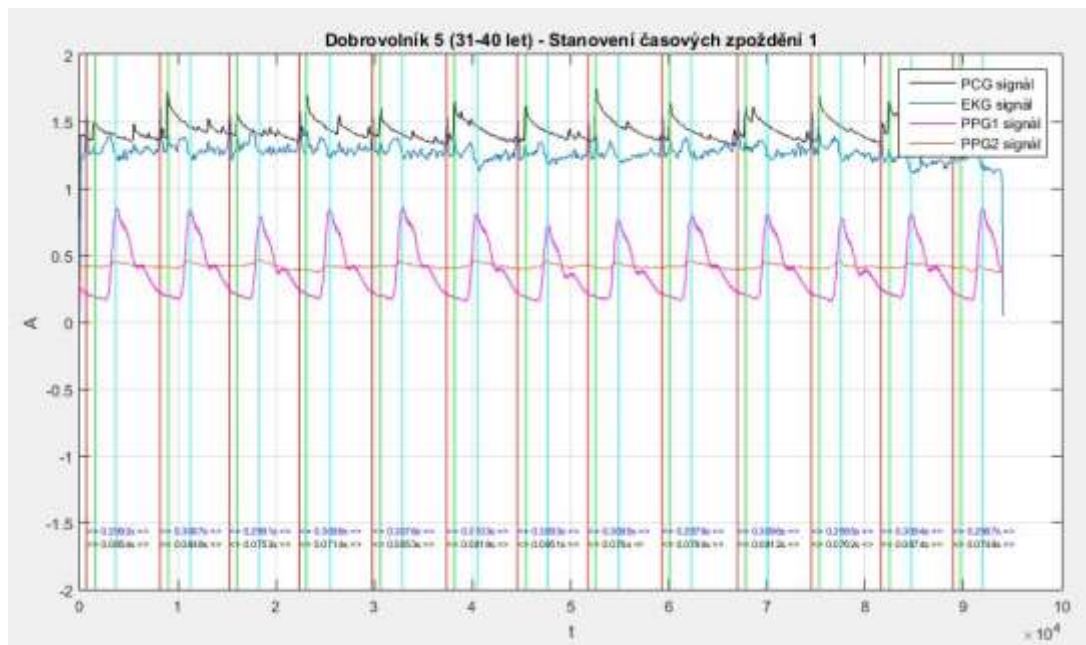
Sportovci	Pohlaví	Věk	Zdravotní stav	Kuřák/nekuřák
Dobrovolník 1	Žena	31 let	Zdravá	Nekuřák
Dobrovolník 2	Muž	36 let	Zdravý	Nekuřák
Dobrovolník 3	Muž	31 let	Zdravý	Nekuřák
Nesportovci	Pohlaví	Věk	Zdravotní stav	Kuřák/nekuřák
Dobrovolník 4	Žena	36 let	Zdravá	Nekuřák
Dobrovolník 5	Žena	36 let	Zdravá	Nekuřák
Dobrovolník 6	Muž	31 let	Zdravý	Nekuřák

Data plynoucí z grafického vyhodnocení časových zpoždění jsou zaznamenána v tabulce 8.

Tabulka 8 Naměřené hodnoty PEP, PAT, PTT a krev. tlaku (BP) u čtvrté sledované skupiny.

Sportovci	BP 1 [mmHg]	PAT 1 [ms]	PEP 1 [ms]	PTT 1 [ms]	BP 2 [mmHg]	PAT 2 [ms]	PEP 2 [ms]	PTT 2 [ms]
Dobrovolník 1	112/85	327,76	88,74	416,5	128/91	310,42	84,83	395,25
Dobrovolník 2	118/64	299,02	68,8	367,82	134/68	280,27	46,73	327
Dobrovolník 3	114/81	338,94	104,23	443,17	121/85	304,07	85,32	389,39
Nesportovci	BP 1 [mmHg]	PAT 1 [ms]	PEP 1 [ms]	PTT 1 [ms]	BP 2 [mmHg]	PAT 2 [ms]	PEP 2 [ms]	PTT 2 [ms]
Dobrovolník 4	128/68	316,74	83,46	400,2	115/63	318,58	86,73	405,31
Dobrovolník 5	106/67	306,12	80,47	386,59	117/78	302,26	79,64	381,9
Dobrovolník 6	172/102	308,47	71,01	379,49	168/96	311,52	75,54	381,2

Jako ukázkou grafického vyjádření stanovení časových prodlev PEP, PAT a PTT v této skupině, byl vybrán graf 36 leté ženy patřící mezi nesportující pozorované osoby, označenou v tabulce jako dobrovolník 5 (obrázek 35).



Obrázek 35 Vyhodnocení časových zpoždění u dobrovolníka 5 ve skupině od 31 do 40 let.

Do poslední pozorované skupiny byli přiřazeni dobrovolníci patřící do věkové kategorie od 41 do 55 let (tabulka 9). V tomto případě šlo o porovnávání větších věkových rozdílů mezi jednotlivými členy obou skupin než v případě ostatních věkových kategorií. Nejmladší účastník výzkumu byl o dvanáct let mladší než nejstarší z nich. Pro posuzování závislosti měřených dat na věku však došlo ke zprůměrování věku u všech dobrovolníků, čímž došlo k eliminaci tohoto problému.

Tabulka 9 Čtvrtá pozorovaná skupina – od 41 do 55 let.

Sportovci	Pohlaví	Věk	Zdravotní stav	Kuřák/nekuřák
Dobrovolník 1	Muž	44 let	Zdravý	Nekuřák
Dobrovolník 2	Muž	43 let	Zdravý	Nekuřák
Dobrovolník 3	Muž	53 let	Zdravý	Nekuřák
Nesportovci	Pohlaví	Věk	Zdravotní stav	Kuřák/nekuřák
Dobrovolník 4	Žena	47 let	Zdravá	Nekuřák
Dobrovolník 5	Muž	55 let	Zdravý	Nekuřák
Dobrovolník 6	Žena	55 let	Zdravá	Kuřák

Tuto věkovou kategorii tvoří tři sportující muži ve věku od 43 do 53 let. Nejstarší muž se aktivně věnuje vytrvalostnímu běhu delších tratí včetně maratonských závodů. Mladší z mužů pravidelně navštěvují amatérské tréninky volejbalu a badmintonu, po kterém bylo provedeno testování. Vyhodnocení časových zpoždění u 43 letého muže měřeného po zátěži je zaznamenáno na obrázku 36. Zejména osoby, které byly měřeny po fyzické aktivitě, vykazovaly vyšší T vlnu u EKG signálu než

požadované R vlny. V těchto případech byl tedy využit algoritmus č. 2 popsaný výše v tomto dokumentu.



Obrázek 36 Vyhodnocení časových zpoždění u dobrovolníka 2 ve skupině od 41 do 55 let.

Skupina nesportujících osob se skládala ze dvou žen a jednoho muže ve věku od 47 do 55 let. Starší z žen je silná kuřačka, ostatní z testovaných osob, patří mezi nekuřáky. Nikdo ze členů této skupiny netrpí žádným onemocněním, či jinými zdravotními potížemi. Výsledná data jednotlivých dobrovolníků jsou zapsána v tabulce 10.

Tabulka 10 Naměřené hodnoty PEP, PAT, PTT a krev. Tlaku (BP) u páté sledované skupiny.

Sportovci	BP 1 [mmHg]	PAT 1 [ms]	PEP 1 [ms]	PTT 1 [ms]	BP 2 [mmHg]	PAT 2 [ms]	PEP 2 [ms]	PTT 2 [ms]
Dobrovolník 1	110/79	330,09	81,31	411,4	171/93	278,43	61,97	340,39
Dobrovolník 2	110/76	311,67	68,98	380,65	164/73	274,6	67,8	342,4
Dobrovolník 3	112/65	335,09	77,81	412,9	132/64	311,8	63,07	374,87
Nesportovci	BP 1 [mmHg]	PTT 1 [ms]	PEP 1 [ms]	PTT 1 [ms]	BP 2 [mmHg]	PTT 2 [ms]	PEP 2 [ms]	PTT 2 [ms]
Dobrovolník 4	132/91	333,19	80,72	413,91	135/94	317,3	75,77	393,07
Dobrovolník 5	146/94	332,04	87,53	419,57	149/98	322,29	85,11	407,4
Dobrovolník 6	161/116	328,76	80,46	409,22	160/103	331,48	81,4	412,88

8.4 Statistické vyhodnocení získaných dat

Pro statistické vyhodnocení získaných časových zpoždění byla využita tzv. regresní analýza. Jedná se o grafické vyjádření závislosti dvou proměnných. Pomocí této statistické metody lze zjistit, jak se mění velikost závislé proměnné vzhledem ke změnám jedné z nezávislých proměnných. Základním úkolem lineární regrese je proložení bodů v grafu pomocí přímky, která je daná lineární funkcí:

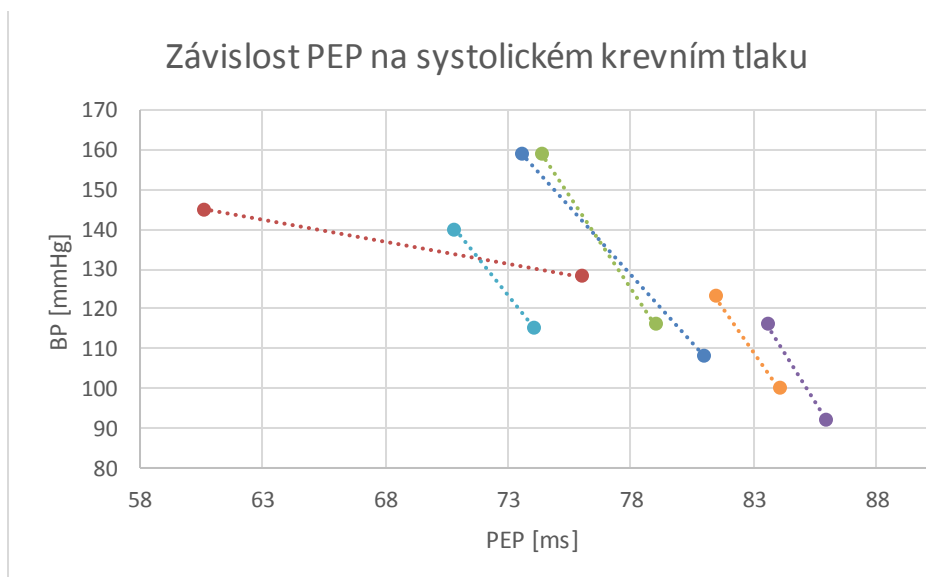
$$y = ax + b,$$

8

kdy x označuje nezávislou proměnnou, y závislou proměnnou, a bod, ve kterém přímka protíná osu y a b tzv. regresní koeficient, který udává směr přímky. Vytvořením spojnice trendů vzniká jakási odchylka mezi body ležícími v grafu a body nacházejícími se na proložené přímce. Účelem lineární regrese je získat takovou přímku, aby bylo dosaženo co nejmenšího součtu druhých mocnin těchto odchylek.

Součástí regresní analýzy je také stanovení regresní rovnice a tzv. hodnoty spolehlivosti, označené jako R^2 , která odpovídá druhé mocnině korelačního koeficientu. Právě velikost korelačního koeficientu byla důležitým parametrem nutným ke stanovení míry závislosti obou porovnávaných parametrů. Čím vyšší je absolutní hodnota korelačního koeficientu, tím vyšší je korelace mezi oběma veličinami. Hodnota spolehlivosti, nazývána také jako koeficient determinace, stanovuje, kolik procent závislé proměnné, lze vysvětlit nezávislou proměnnou. Regresní funkce s koeficientem determinace jsou automaticky generovány v programu Excel, při přidání spojnice trendů do grafu, nebo je lze vyjádřit pomocí funkcí *linregrese* a *rkq*. Velikost korelačního koeficientu je možné získat odmocněním hodnoty spolehlivosti nebo použitím funkce *correl*, která rozlišuje kladnou a zápornou hodnotu, určující, zda se jedná o přímou či nepřímou lineární závislost.

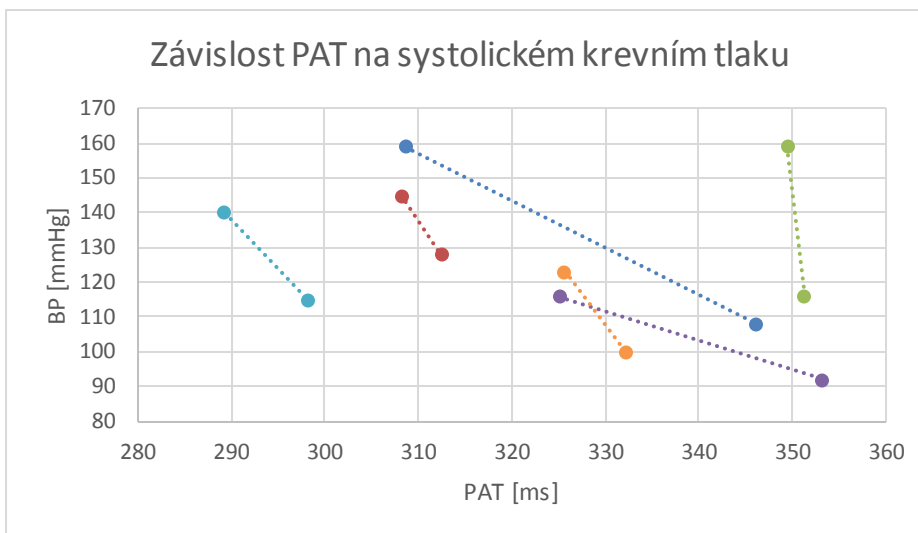
Regresní analýza byla zpracována v prostředí MS Excel 2013, vytvořením bodového grafu a následným proložením těchto bodů přímkou. Nejprve byla pozorována závislost mezi krevním tlakem a jednotlivými časovými zpožděními. U každého testovaného jedince byly vytvořeny tři grafy zobrazující vztah mezi systolickým krevním tlakem a jednou z měřených veličin. Každá ze závislostí byla zobrazena ve společném grafu pro jednotlivé věkové kategorie. Obsahem tedy bylo šest lineárních přímek, spojujících dvojici bodů, odpovídajících každá jedné testované osobě. Příklad závislosti krevního tlaku na PEP, PAT a PTT, pro skupinu mladých lidí ve věku 15-20 let, je k vidění na obrázcích 37, 38 a 39.



Obrázek 37 Regresní analýza závislosti pre-ejekční periody na krevním tlaku.

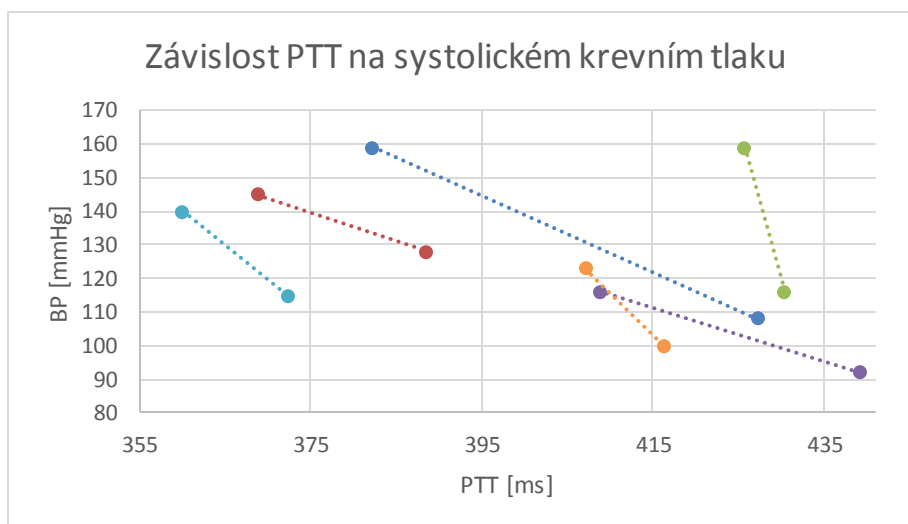
Na základě grafického znázornění jednotlivých závislostí, byl podle předpokladu, zjištěn významný vliv fyzické aktivity na jednotlivých časových zpožděních. V případě všech testovaných osob došlo

k rovnoměrnému poklesu všech tří časových prodlev po sportovním výkonu, vzhledem k velikosti naměřené v klidu. Se současným poklesem velikostí PEP, PAT a PTT došlo k navýšení hodnot krevního tlaku v případě všech testovaných osob. I přes vysokou variabilitu hodnot krevního tlaku i pre-ejekční periody byl u všech pacientů trend klesající, což prokázalo stoprocentní závislost sledovaných parametrů na velikosti krevního tlaku.



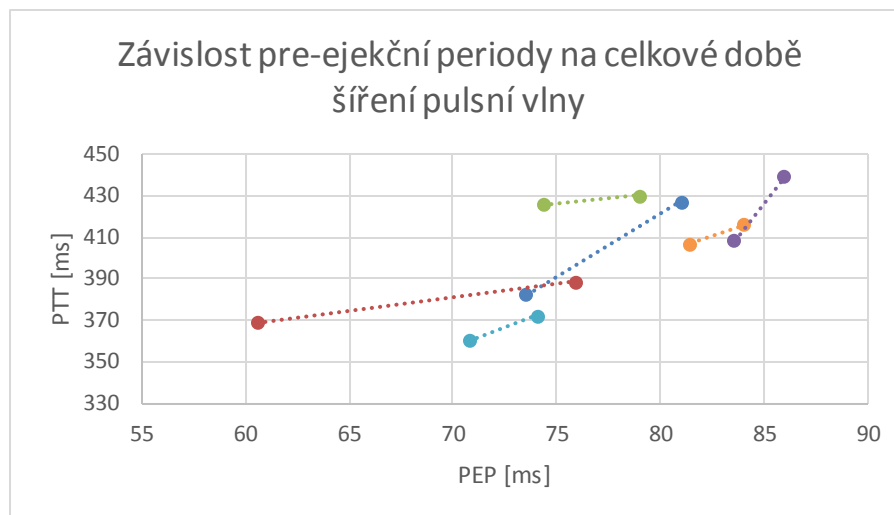
Obrázek 38 Regresní analýza závislosti doby přenosu pulsni vlny do periferie na krevním tlaku.

Stejný výsledek byl získán také u osob neprovádějící žádnou sportovní činnost. I přesto, že obě série měření proběhly v klidu, platila rovněž nepřímá úměra, kdy s rostoucím tlakem klesla velikost časového zpoždění.



Obrázek 39 Regresní analýza závislosti celkové doby šíření pulsni vlny na krevním tlaku.

Druhým zkoumaným jevem byl vztah pre-ejekční periody a celkové doby, za kterou pulsni vlna dorazí do periferie. Opět bylo provedeno vyhodnocení této závislosti u všech věkových kategorií, kdy pro každou z nich vznikl jeden odpovídající graf tvořen daty šesti dobrovolníků. Příklad tohoto grafického vyjádření, pro skupinu osob ve věku od 15 do 20 let, je znázorněn na obrázku 40.



Obrázek 40 Závislost pre-ejekční periody na době šíření pulsní vlny u 2. skupiny osob.

Na základě grafického znázornění je patrná jasná závislost pre-ejekční periody na době šíření pulsní vlny. Tato informace plyne také z faktu, že pre-ejekční perioda, spolu s časem, za který pulsní vlna urazí vzdálenost do periferie, dávají dohromady právě velikost celkové doby PTT. Je tedy jasné, že při změně velikosti jednoho z těchto faktorů, dojde také ke změně druhého z nich. Hodnoty obou sledovaných veličin se sice opět vyznačovaly vysokou odchylkou, i přesto však bylo jasné vidět, že s rostoucí hodnotou pre-ejekční periody, došlo také k nárůstu celkového času šíření pulsní vlny. Stejný výsledek byl dosažen i při pozorování vztahu v ostatních věkových kategoriích, čímž byla docílena stoprocentní závislost PEP na velikosti PTT. Grafická znázornění výše popsaných závislostí pro všechny ostatní skupiny jsou k nahlédnutí v přílohách. Vzhledem k dosažení stoprocentní závislosti, výše popsaných parametrů, odpovídala hodnota koeficientu determinace i korelačního koeficientu ve všech případech jedničce.

Dalším úkolem bylo provedení regresní analýzy pro zjištění míry závislosti naměřených dat na věku. Za tímto účelem byly vytvořeny tři grafy odpovídající vztahu mezi věkem a jednou ze sledovaných časových prodlev. Pro každou věkovou kategorii byl vypočítán aritmetický průměr věku i časových zpoždění. Tyto hodnoty byly následně naneseny do jednoho grafu zobrazujícího, jak se mění stanovená časová zpoždění, v závislosti na věku pozorovaných osob. Součástí grafického znázornění bylo zobrazení lineární regresní funkce a koeficientu spolehlivosti, sloužící ke stanovení míry závislosti. Tato data jsou automaticky vygenerována po přidání spojnice trendu v grafu. Hodnoty vypočítaných průměrů všech pozorovaných parametrů jsou zaznamenány v tabulce 11. Kromě průměrné hodnoty byla také stanovena směrodatná odchylka, která byla následně připočítaná k vypočítanému průměru. Tuto hodnotu lze vypočítat jako odmocninu z rozptylu, který udává míru odchylky od průměru všech hodnot. Lze ji tedy vyjádřit ze vztahu:

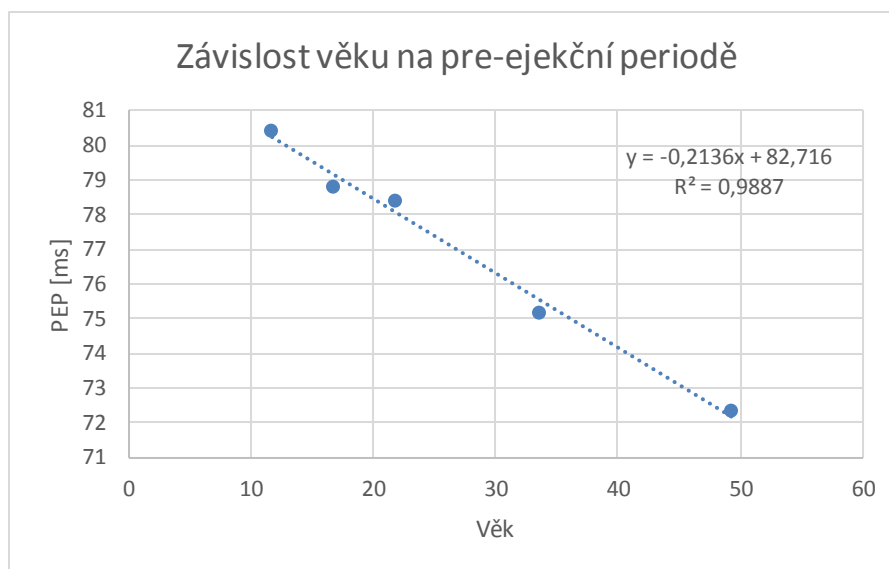
$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \cdot ((x_1 - \bar{x})^2 + (x_2 - \bar{x})^2 + \dots + (x_N - \bar{x})^2)}, \quad 9$$

kdy, N značí počet prvků a \bar{x} aritmetický průměr všech hodnot. K výpočtu směrodatné odchylky v Excelu byla využita funkce *smodch.p*. V tabulce všech aritmetických průměrů jsou zaznamenány hodnoty s již připočítanou velikostí vyjádřené směrodatné odchylky.

Tabulka 11 Vypočítané průměrné hodnoty věku, PEP, PAT a PTT.

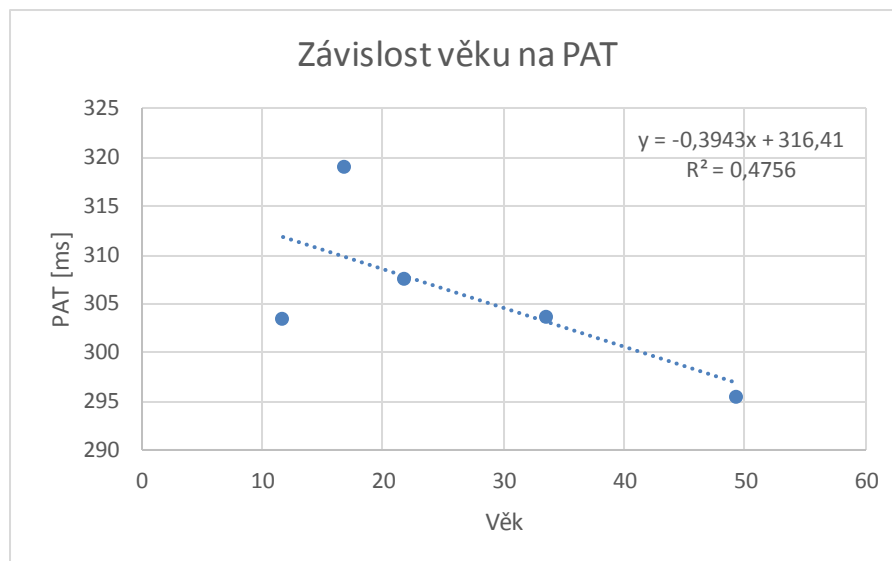
Věkové kategorie	Průměrná hodnota věku [-]	Průměrná hodnota PEP [ms]	Průměrná hodnota PAT [ms]	Průměrná hodnota PTT [ms]
8-14 let	11,7	80 ± 6	304 ± 17	384 ± 22
15-20 let	16,7	79 ± 4	319 ± 17	398 ± 18
21-30 let	21,83	78 ± 5	308 ± 14	386 ± 14
31-40 let	33,5	75 ± 14	304 ± 11	379 ± 24
41-55 let	49,3	72 ± 9	295 ± 28	323 ± 111

Výsledkem této analýzy bylo zjištění, že s rostoucím věkem, v případě všech věkových kategorií, došlo k postupnému snižování velikosti pre-ejekční periody. Nejvyšší hodnota byla naměřena u dětí, naopak u starších osob byl tento parametr nejmenší ze všech sledovaných skupin. Grafické znázornění této závislosti je k vidění na obrázku 41.



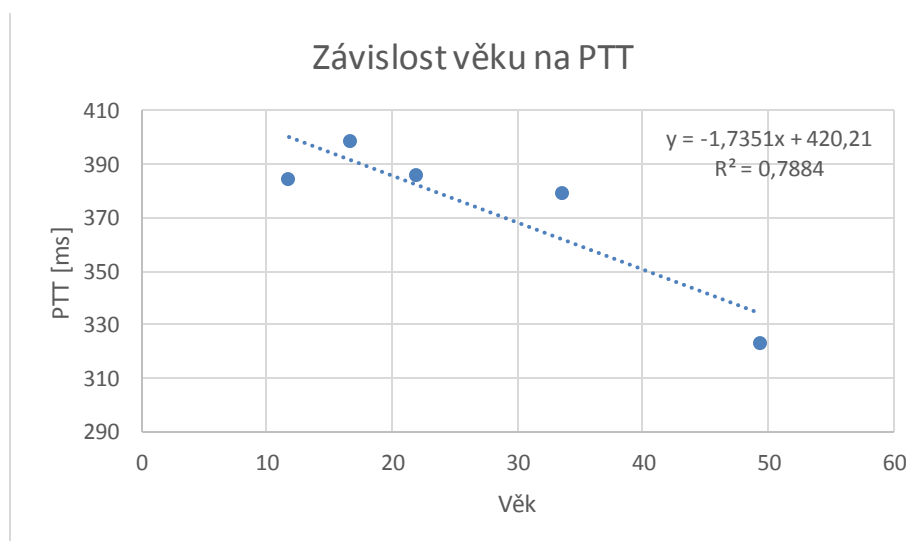
Obrázek 41 Závislost věku na velikosti pre-ejekční periody.

Co se týče doby, za kterou pulsní vlna urazí vzdálenost od srdce do periferie, nastala, oproti předchozímu případu, změna. Opět došlo k mírnému poklesu naměřených hodnot vzhledem ke zvyšujícímu se věku, ovšem s výjimkou u testované kategorie dětí. Na rozdíl od pre-ejekční periody není tento parametr ovlivněn činností srdce, ale putováním pulsní vlny arteriálním traktem. Nejvyšší rychlosti dosahuje pulsní vlna u starších pacientů z důvodu zvýšené tuhosti cév v pokročilém věku. Proto je schopna urazit vzdálenost v mnohem kratším čase, což je způsobeno průchodem užší oblastí než v případě mladších lidí, dosud nezasazených tímto postižením. U skupiny dětí je však tato rychlost rovněž velice nízká, z důvodu mnohem kratší vzdálenosti mezi srdcem a periferií, než u skupin starších osob. Sledovaný vliv změny věku na změně doby určené k putování pulsní vlny cévním systémem je vidět na obrázku 42.



Obrázek 42 Závislost věku na velikosti doby putování pulsni vlny od srdce k periférii.

Oproti tomu velikost celkové doby putování pulsni vlny arteriálním systémem, včetně okamžiku před vypuzením krve ze srdce, se opět rovnoměrně snižuje s rostoucím věkem. Vzdálenost mezi srdcem a sledovanou periférií u dětí je sice velice malá, ovšem velikost pre-ejekční periody je vzhledem ke všem věkovým kategoriím nejvyšší. Starší lidé mívají sice delší vzdálenost, kterou musí pulsni vlna urazit, než dojde k periférii, avšak doba, za kterou vlna dospěje ke svému cíli je, vzhledem ke zvýšené tuhosti cév, porovnatelná s tou u dětí. V součtu s mnohem menší velikostí pre-ejekční periody, u skupiny starších osob, je tedy celková doba PTT opět nejnižší právě u poslední věkové kategorie, jak je vidět na obrázku 43.



Obrázek 43 Závislost věku na velikosti celkové doby šíření pulsni vlny.

V případě závislosti věku na PEP, PAT a PTT byla vygenerována lineární funkce spolu s hodnotou spolehlivosti, určující míru závislosti věku na sledovaných parametrech. Dále byla vypočítána hodnota korelačního koeficientu, stanovená jako odmocnina z hodnoty spolehlivosti. Velikosti těchto dvou koeficientů pro jednotlivé závislosti jsou zaznamenány v tabulce 12.

Tabulka 12 Vypočítaná hodnota spolehlivosti a korelační koeficient pro jednotlivé závislosti.

	Závislost věku na PEP	Závislost věku na PAT	Závislost věku na PTT
Hodnota spoleh. R^2	0,99	0,48	0,79
Korelační koef. R	-0,99	-0,69	-0,89

9 Závěr

Cílem této bakalářské práce bylo provedení analýzy naměřených signálů za účelem prokázání závislosti mezi neinvazivně měřeným krevním tlakem a rychlostí šíření pulsní vlny. Ke stanovování doby přenosu pulsní vlny, byla zvolena metoda vyhodnocování časových zpoždění mezi elektrokardiografickým, pletysmografickým a fonokardiografickým signálem. Na základě časových prodlev mezi vrcholy jednotlivých křivek byla stanovena velikost pre-ejekční periody důležitá k přesnějšímu odhadu doby šíření pulsní vlny.

Po nastudování dané problematiky byla zpracována teoretická část, jejíž součástí byla také rešerše, která významně přispěla k prostudování již využívaných metod a sloužila jako inspirace při výběru vhodného pracovního postupu. Za účelem vyhodnocení časových zpoždění bylo zhotoveno fonokardiografické zařízení k detekci srdečních ozv. To bylo využíváno s již zhotoveným pletysmografickým přístrojem pro měření signálů u zvolené skupiny osob. K měření bylo vybráno třicet dobrovolníků rozdělených podle věkových kategorií a fyzické kondice. Pro zobrazení měřených dat bylo vytvořeno uživatelské prostředí v programu LabView 2014, které bylo se zařízením propojeno prostřednictvím měřicí karty. Další zpracování signálů probíhalo v programu MATLAB R2015a. Hlavním předpokladem bylo stanovení tří časových zpoždění PEP, PAT a PTT stanovené z rozdílů mezi jednotlivými signály. Z tohoto důvodu byly vytvořeny dva algoritmy sloužící k detekci vrcholů všech křivek a následnému odečtení hodnot od sebe, za účelem určení hodnot časových prodlev. Měření bylo prováděno v klidu u nesportujících osob, nebo před a po vykonání zátěže, u dobrovolníků věnujících se aktivně určitému druhu sportu.

Na základě provedeného měření u všech třiceti osob, byl prokázán výrazný vliv fyzické aktivity na jednotlivých časových zpožděních. Pro statistické vyhodnocení tohoto předpokladu byla vytvořena regresní analýza v prostředí Excel 2013, která ukázala nárůst krevního tlaku po zátěži společně s poklesem měřených časových zpoždění. Pro stanovení míry přesnosti této závislosti byl vypočítán korelační koeficient, jehož výsledky potvrdily ve všech případech stoprocentní závislost krevního tlaku na sledovaných parametrech. Dále bylo provedeno vyhodnocení korelace mezi věkem a sledovanými veličinami. Došlo k výpočtu průměrných hodnot věku i časových zpoždění a ke grafickému vyjádření vycházející z těchto vyjádřených dat. Výsledkem této analýzy bylo zjištění, že s rostoucím věkem dochází k postupnému klesání velikosti pre-ejekční periody, s korelačním koeficientem -0,99. V případě hodnot PAT byl trend rovněž klesající, s výjimkou dětí, které vykazovaly podobné hodnoty jako dobrovolníci z nejstarší věkové kategorie. Tento fakt byl způsoben závislostí PAT na dráze arteriálního systému, kterou se pulsní vlna šíří ze srdce do periferie. Korelační koeficient o velikosti -0,69 byl z tohoto důvodu výrazně nižší. Při stanovování velikosti celkové doby PTT došlo opět k dosažení vysokého korelačního koeficientů z důvodu sečtení nízkých hodnot PAT, v důsledku krátkého úseku arteriálního systému, a vysokých hodnot PEP, u skupiny dětí. Starší osoby měly rovněž krátkou dobu PAT, ovšem i hodnota PEP byla velice nízká. Z tohoto důvodu opět platila nepřímá úměra mezi věkem a velikostí PTT, s korelačním koeficientem -0,89.

Výsledkem této práce bylo prokázání závislosti neinvazivního krevního tlaku na parametrech souvisejících s rychlostí šíření pulsní vlny. Zároveň byla pozorována změna těchto parametrů u dobrovolníků různého věku a fyzické kondice. Zároveň byla ověřena důležitost stanovování velikosti pre-ejekční periody, jejíž hodnota přispěla k přesnějšímu výsledku celkové doby transportu pulsní vlny. Možnost rozšíření této problematiky by mohla spočívat v oblasti kontinuálního monitorování krevního

tlaku, jelikož v případě této práce bylo měření provedeno pouze před a po vykonání fyzické aktivity. Při využití monitorovacích zařízení typu holter, by bylo možné měřit i po dobu celého dne, což by zajišťovalo možnost srovnávání hodnot s jinými parametry v průběhu změn způsobených kdykoliv během dne, ale i během krátkého časového okamžiku.

10 Literatura

- [1] WESTERHOF, N a David R GROSS. *Vascular dynamics: physiological perspectives*. New York: Plenum Press, c1989, ix, 320 p. NATO ASI series, v. 166. ISBN 03-064-3210-2.
- [2] CHOMIČ, Dimitrij. *VLIV MECHANICKÝCH VLASTNOSTÍ CÉVNÍCH PROTÉZ NA JEJICH KLINICKÉ POUŽITÍ*. Brno, 2010. Bakalářská práce. Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky, Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Doc. Ing. Jiří Burša, Ph.D.
- [3] LÜLLMANN-RAUCH, Renate. *Histologie*. 1. české vyd. Praha: Grada, 2012, xx, 556 s. ISBN 978-80-247-3729-4.
- [4] PAOLO SALVI. *Pulse waves how vascular hemodynamics affects blood pressure*. Milan: Springer, 2012. ISBN 978-884-7024-397.
- [5] PENHAKER, Marek. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004, 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [6] NAKA, Katerina K., Ann C. TWEDDEL, Dimitris PARTHIMOS, Andrew HENDERSON, Jonathan GOODFELLOW a Michael P. FRENNEAUX. Arterial distensibility: acute changes following dynamic exercise in normal subjects. *American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology* [online]. 2003, 284(3): H970-H978 [cit. 2015-10-10]. DOI: 10.1152/ajpheart.00529.2002. ISSN 0363-6135. Dostupné z: <http://ajpheart.physiology.org/lookup/doi/10.1152/ajpheart.00529.2002>
- [7] Pulse wave analysis. *TDG|Medical* [online]. 2014 [cit. 2015-10-10]. Dostupné z: <http://www.tdgmedical.com/pulse-wave-analysis/>
- [8] HRUŠKOVÁ, Jana. *Určení rychlosti tepové vlny ze záznamu centrálního pulsového tlaku* [online]. Brno, 2011 [cit. 2015-10-10]. Dostupné z: https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=38912. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně. Vedoucí práce Eva Závodná.
- [9] GODIA, Elisa Cuadrado, John PITTMAN, Rishi MADHOK, Samuel TROCIO, Romel RAMAS, Digna CABRAL, Ralph L. SACCO a Tatjana RUNDEK. *Carotid Artery Distensibility: A Reliability Study* [online]. [cit. 2015-10-10]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2677175/>
- [10] DOGUI, Anas, Nadjia KACHENOURA, Frédérique FROUIN, Muriel LEFORT, Alain DE CESARE, Elie MOUSSEAUX a Alain HERMENT. Consistency of aortic distensibility and pulse wave velocity estimates with respect to the Bramwell-Hill theoretical model: a cardiovascular magnetic resonance study. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance* [online]. 2011, 13(1): 11- [cit. 2015-10-10]. DOI: 10.1186/1532-429X-13-11. ISSN 1532-429x. Dostupné z: <http://www.jcmr-online.com/content/13/1/11>
- [11] KONSTRUKCE MIKROFONŮ. *Elektroakustika* [online]. [cit. 2015-10-10]. Dostupné z: http://www.elektroakustika.cz/types_microphones.html
- [12] Innovate technology: How it works: PWTT. *NIHON KOHDEN* [online]. [cit. 2015-10-10]. Dostupné z: <http://www.nihonkohden.com/tech/pwtt/how.html>

- [13] SMITH, R. P, J. ARGOD, J.-L. PEPIN a P. A LEVY. Pulse transit time: an appraisal of potential clinical applications. *Thorax* [online]. 1999, 54(5): 452-457 [cit. 2015-10-10]. DOI: 10.1136/thx.54.5.452. ISSN 0040-6376. Dostupné z: <http://thorax.bmj.com/cgi/doi/10.1136/thx.54.5.452>
- [14] Basics on central pressure. *Complior* [online]. 2015 [cit. 2015-10-10]. Dostupné z: <http://www.complior.com/info-center#vitesse>
- [15] FABIÁN, Vratislav. *Neinvazivní měření krevního tlaku založené na oscilometrickém principu* [online]. Praha, 2012 [cit. 2015-10-10]. Dostupné z: http://www.i4control.eu/Ke_stazeni/Disertace_Fabian.pdf. Disertační práce. České vysoké učení technické v Praze.
- [16] ARREBOLA-MORENO, Antonio L., Martin LACLAUSTRA a Juan Carlos KASKI. Noninvasive Assessment of Endothelial Function in Clinical Practice. *Revista Española de Cardiología (English Edition)* [online]. 2012, 65(1): 80-90 [cit. 2015-11-04]. DOI: 10.1016/j.rec.2011.10.004. ISSN 18855857. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1885585711005834>
- [17] *PARADIGM SHIFT FOR HEALTH: Hypertension* [online]. [cit. 2015-11-04]. Dostupné z: <http://www.paradigmshiftforhealth.com/hypertension/>
- [18] *Coronary Artery Disease* [online]. 2015 [cit. 2015-11-04]. Dostupné z: http://medmovie.com/library_id/3255/topic/ahaw_0071a/
- [19] *Heart Risk Warner* [online]. 2015 [cit. 2015-11-04]. Dostupné z: <http://www.hrwproject.com/pulsewave.html>
- [20] HAN, Fei, Qing YAN, Hong-Mei YAN a Xin-Chuan WEI. Effect of Mixed Anesthesia on Cardiac Function by Phonocardiogram. *JOURNAL OF ELECTRONIC SCIENCE AND TECHNOLOGY OF CHINA, VOL. 6, NO. 1, MARCH 2008* [online]. 2008 [cit. 2016-02-14]. Dostupné z: <http://medpdfarticles.com/i/intl-jest.com1.html>
- [21] *Coronary Artery Disease* [online]. [cit. 2015-11-04]. Dostupné z: <https://myhealth.alberta.ca/Health/pages/conditions.aspx?hwid=hw113087>
- [22] MARTA KALOUSOVÁ A KOLEKTIV. *Patobiochemie ve schématech*. 1. vyd. Praha: Grada, 2006. ISBN 9788024715223.
- [23] RAJENDRA ACHARYA U. . [ET AL.]. *Advances in cardiac signal processing*. Berlin: Springer, 2007. ISBN 978-354-0366-751.
- [24] ARREBOLA-MORENO, Antonio L., Martin LACLAUSTRA a Juan Carlos KASKI. Noninvasive Assessment of Endothelial Function in Clinical Practice. *Revista Española de Cardiología (English Edition)* [online]. 2012, 65(1): 80-90 [cit. 2015-11-06]. DOI: 10.1016/j.rec.2011.10.004. ISSN 18855857. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1885585711005834>
- [25] DVOŘÁK, Jan, Jan HAVLÍK a Vratislav FABIÁN. *Zařízení pro měření hemodynamických parametrů* [online]. Katedra teorie obvodů, Katedra fyziky, Fakulta Elektrotechnická, ČVUT v Praze, 2012 [cit. 2015-11-08]. Dostupné z: http://bmeg.fel.cvut.cz/wp-content/uploads/2014/04/Dvorak-Zarizeni_pro_mereni_hemodynamickych_parametru.pdf
- [26] KAZANAVICIUS, Egidijus, Rolandas ROLANDAS, Arūnas VRUBLIAUSKAS a Slava LUGIN. MATHEMATICAL METHODS FOR DETERMINING THE FOOT POINT OF THE ARTERIAL

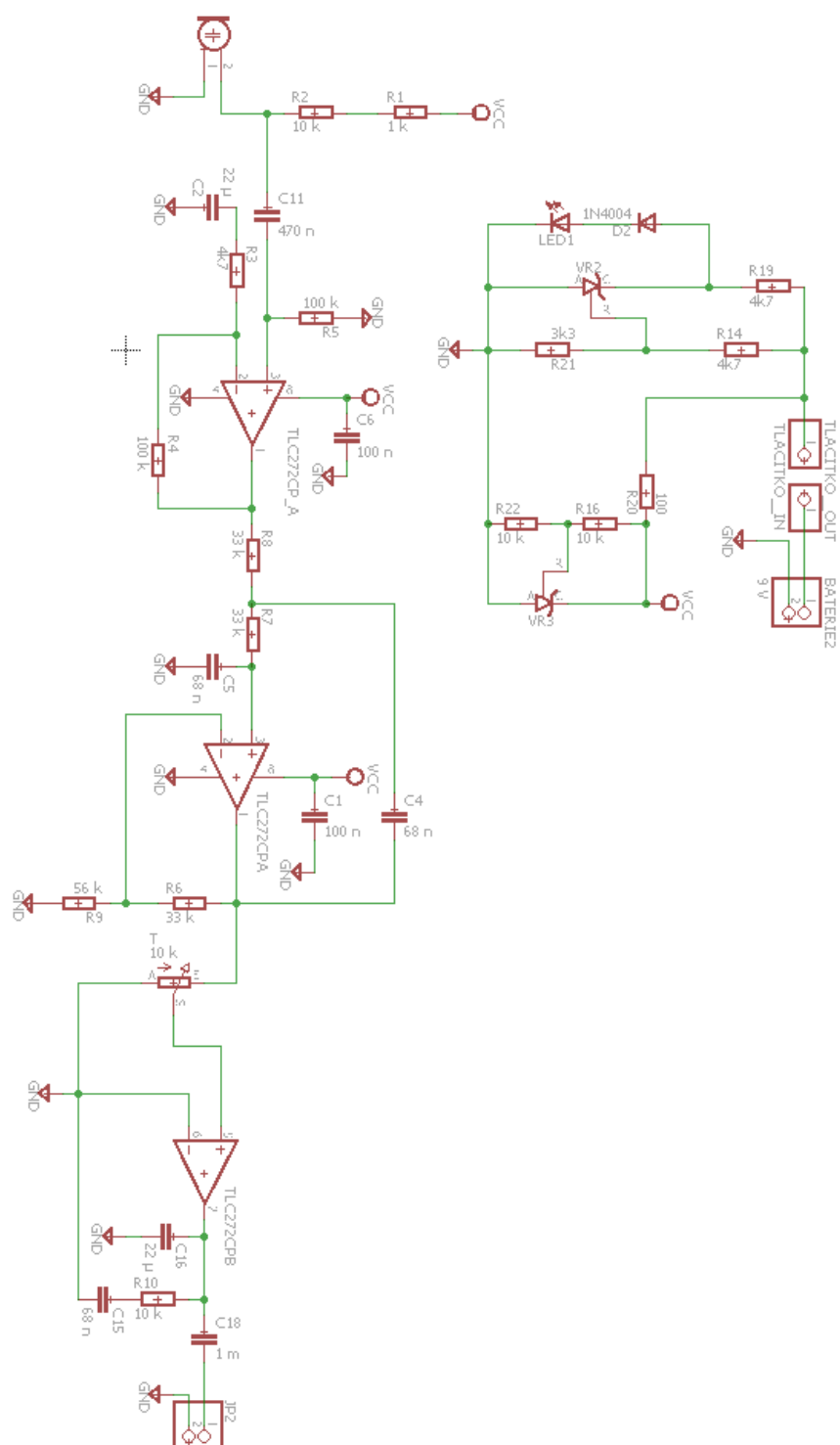
PULSE WAVE AND EVALUATION OF PROPOSED METHODS. *INFORMATION TECHNOLOGY AND CONTROL, Vol. 34, No. 1* [online]. 2005 [cit. 2015-11-08]. Dostupné z: <http://itc.ktu.lt/itc341/Kazanav34.pdf>

- [27] HILLIS, David M. *Principles of Life* [online]. Palgrave Macmillan, 2011 [cit. 2015-11-08]. ISBN 1464162980. Dostupné z: https://books.google.cz/books?id=-WQdBQAAQBAJ&pg=PA1&dq=Principles+of+Life&hl=cs&sa=X&ved=0CDMQ6AEwA2oVC hMIjMDI_qCEyQIVAggsCh22YweQ#v=onepage&q=Principles%20of%20Life&f=false
- [28] PINTO, E. Blood pressure and ageing. *Postgraduate Medical Journal* [online]. 2007, 83(976): 109-114 [cit. 2015-11-10]. DOI: 10.1136/pgmj.2006.048371. ISSN 0032-5473. Dostupné z: <http://pmj.bmj.com/cgi/doi/10.1136/pgmj.2006.048371>
- [29] CARR, Cornelia S. a Jassim Al SUWAIDI. Endothelial Dysfunction: Cardiovascular Risk Factors, Therapy, and Outcome. *Vasc Health Risk Manag. 2005 Sep; 1(3): 183–198*. [online]. [cit. 2015-11-10]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1993955/>
- [30] PENHAKER, Marek. *Snímače a senzory v biomedicině*. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013, 220 s. ISBN 978-80-248-3104-6.
- [31] Jednoduchý indikátor napětí baterie. *OK1CDJ blog* [online]. 2011 [cit. 2016-03-30]. Dostupné z: <http://blog.ok1cdj.com/2011/12/jednoduchy-indikator-napeti-baterie.html>
- [32] *Audio circuits: Electronic stethoscope circuit* [online]. 18. 8. 2012 [cit. 2016-04-21]. Dostupné z: <http://audio-circuits.blogspot.cz/2012/08/electronic-stethoscope-circuit.html>

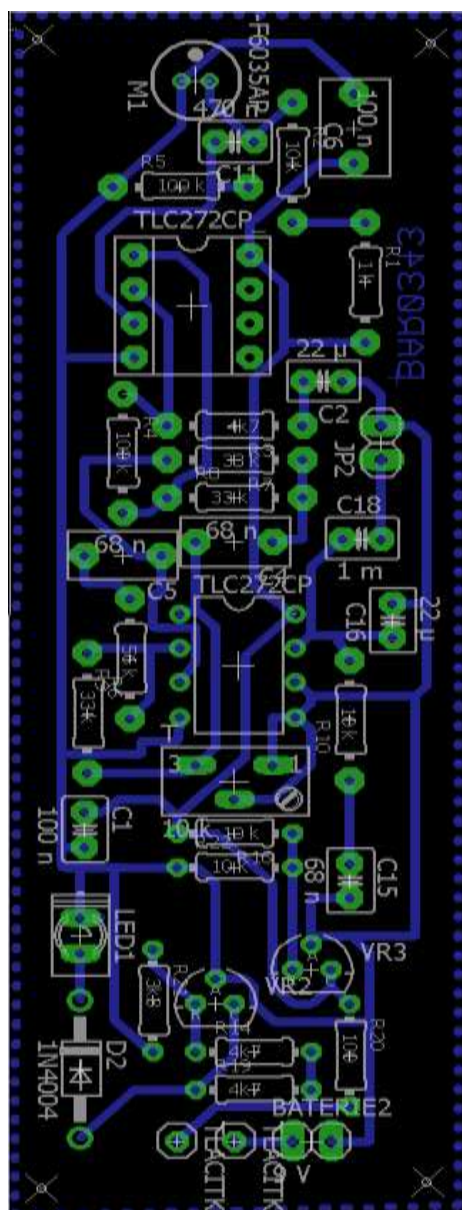
Seznam příloh

Příloha 1 – schéma zapojení.....	1
Příloha 2 – návrh desky plošného spoje	2
Příloha 3 – regresní analýzy závislostí krevního tlaku na PEP, PAT a PTT	3
Příloha 4 – regresní analýzy závislostí PEP na PTT.....	9
Příloha 5 - Přiložené CD.....	11

Příloha 1 – schéma zapojení

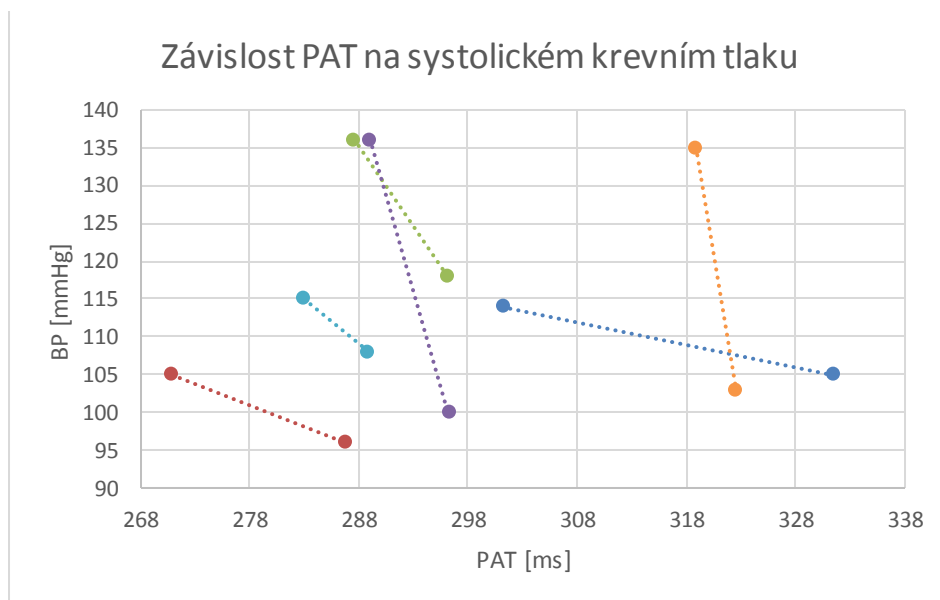
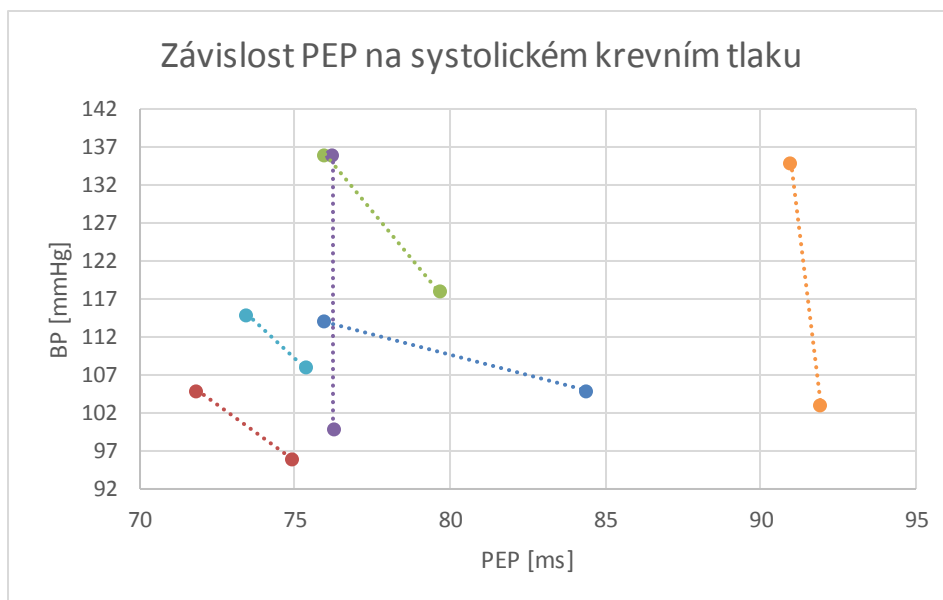


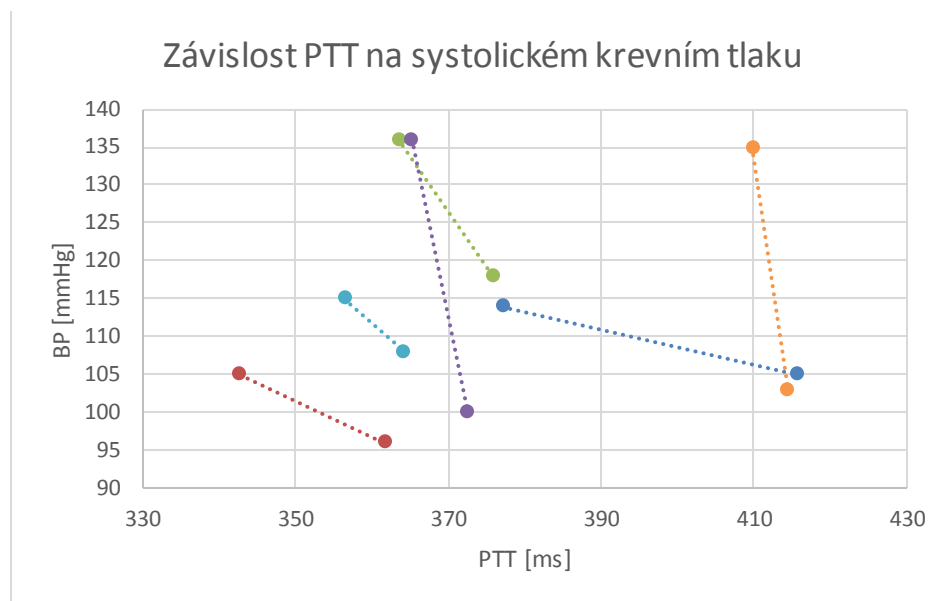
Příloha 2 – návrh desky plošného spoje



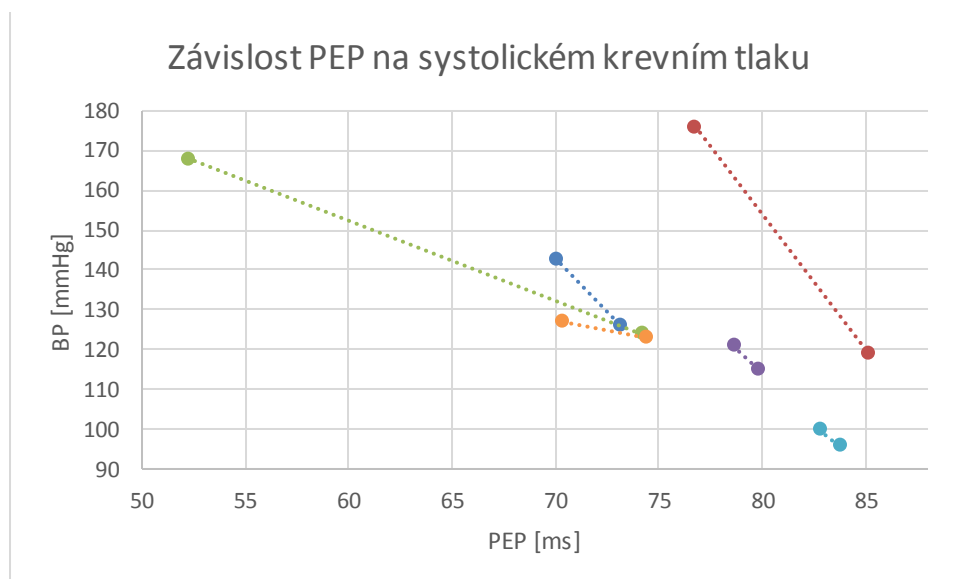
Příloha 3 – regresní analýzy závislostí krevního tlaku na PEP, PAT a PTT

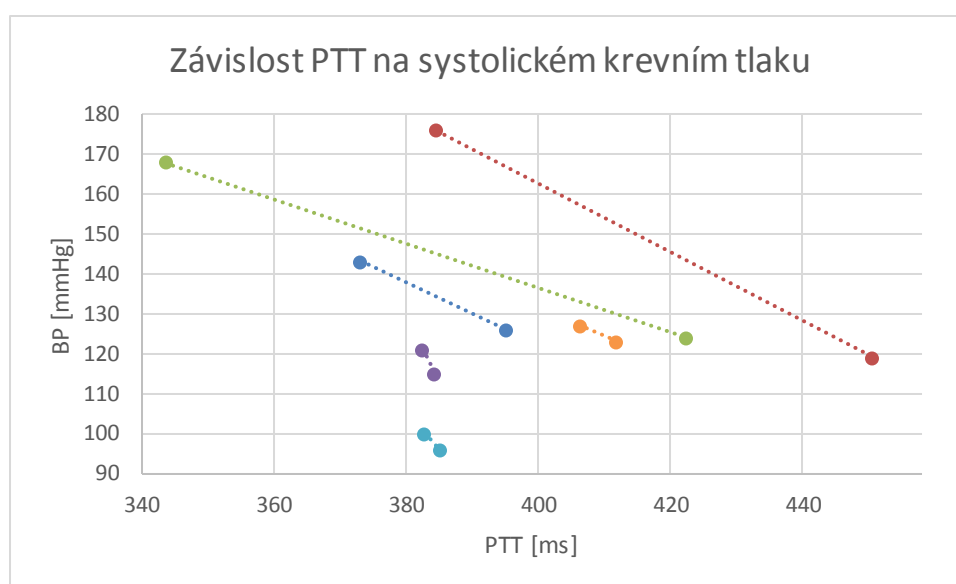
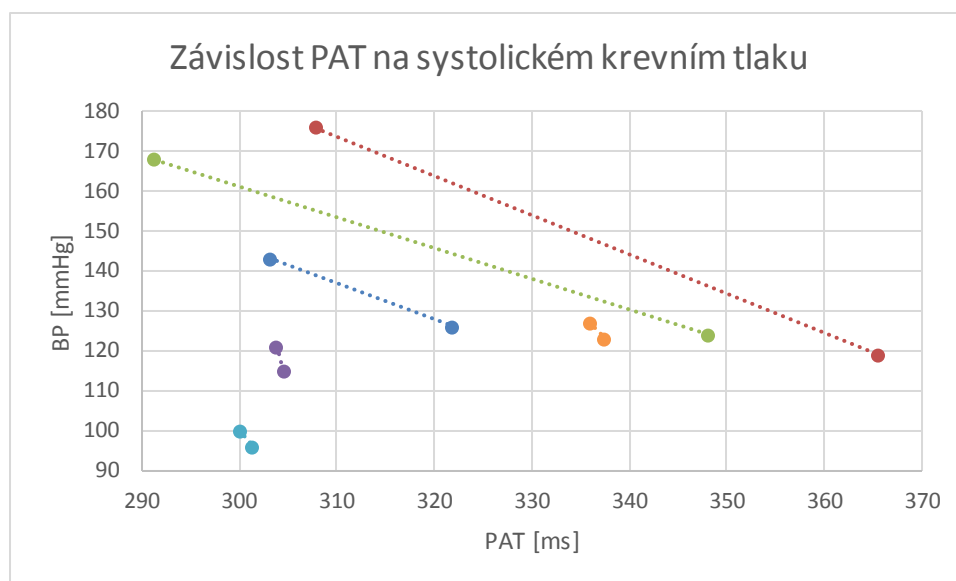
1. skupina: děti



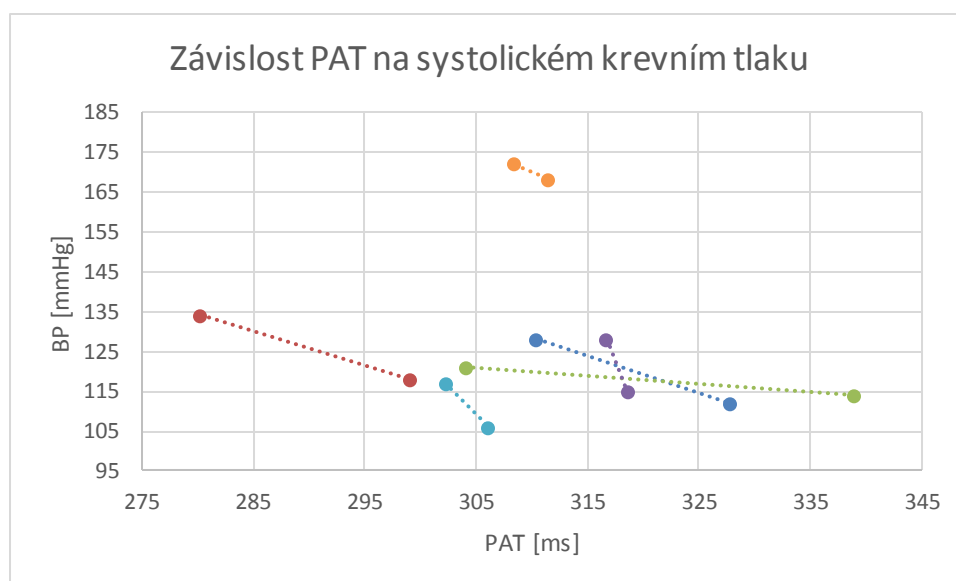
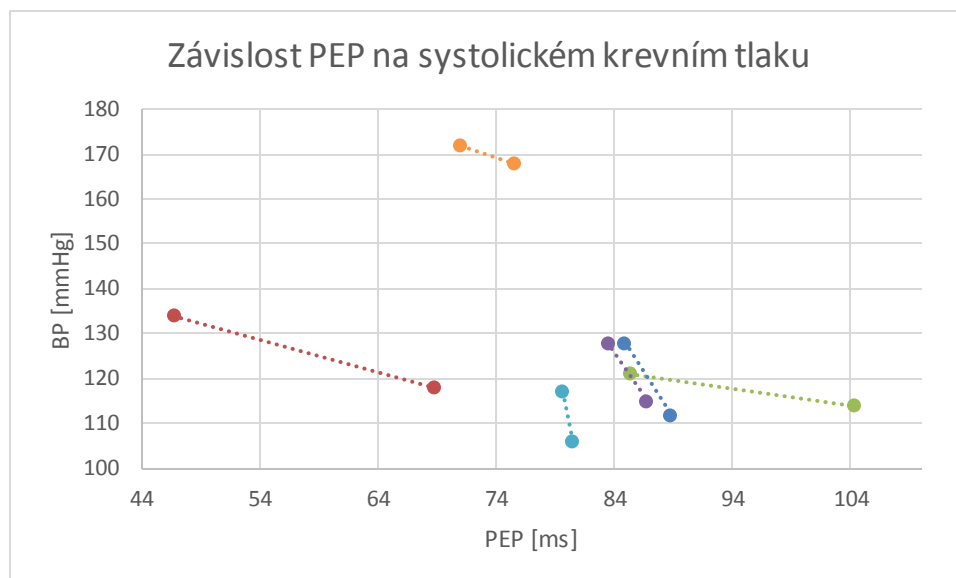


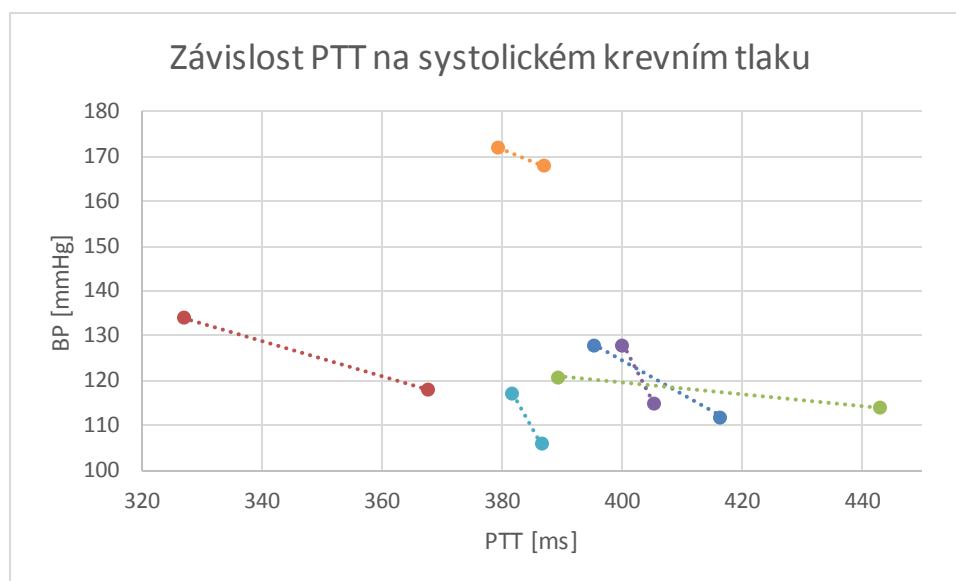
3. skupina: 15-20 let



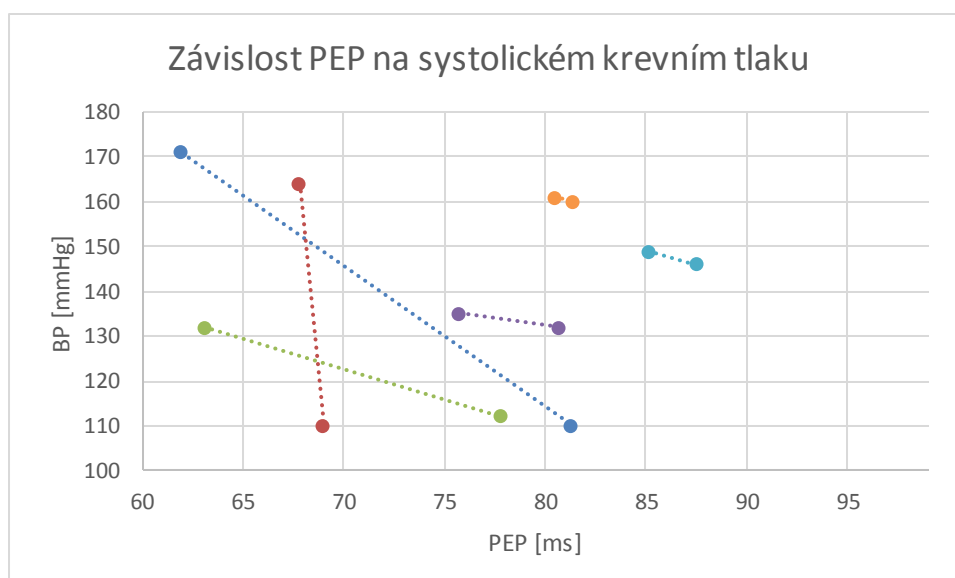


4. skupina: 31-40 let

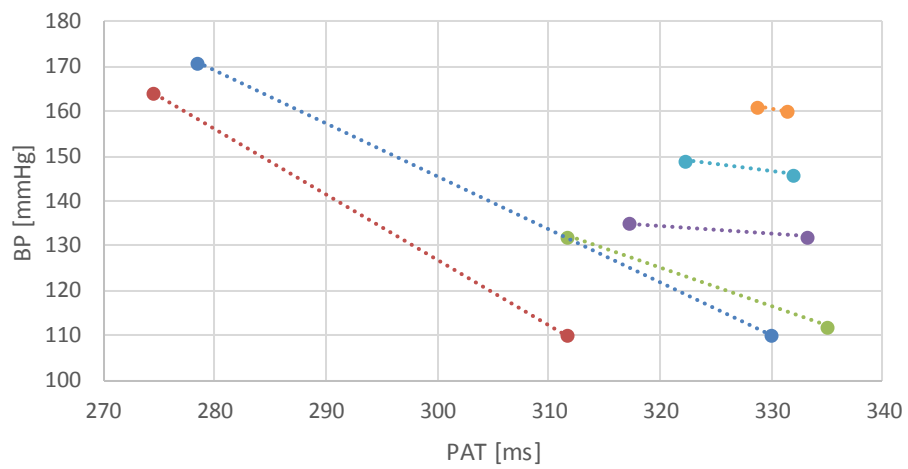




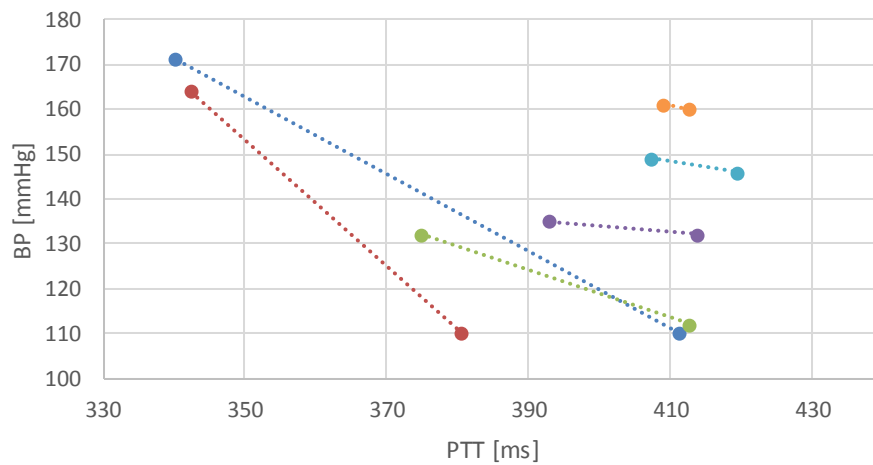
5. skupina: 41-55 let



Závislost PAT na systolickém krevním tlaku

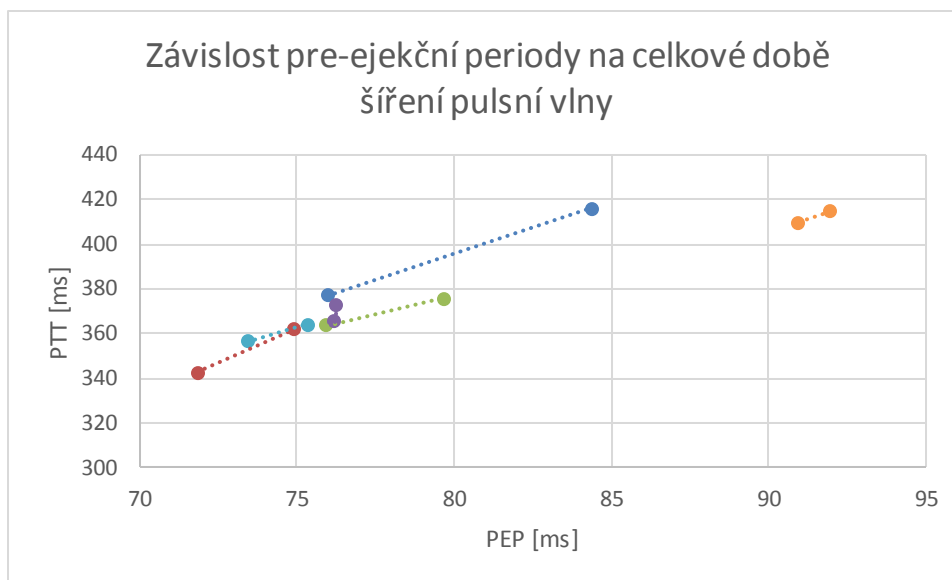


Závislost PTT na systolickém krevním tlaku

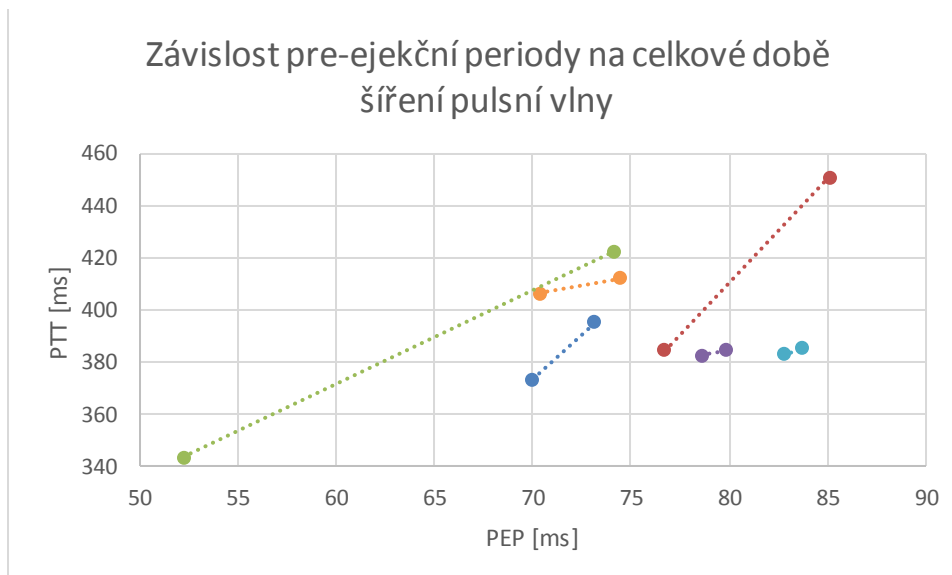


Příloha 4 – regresní analýzy závislostí PEP na PTT

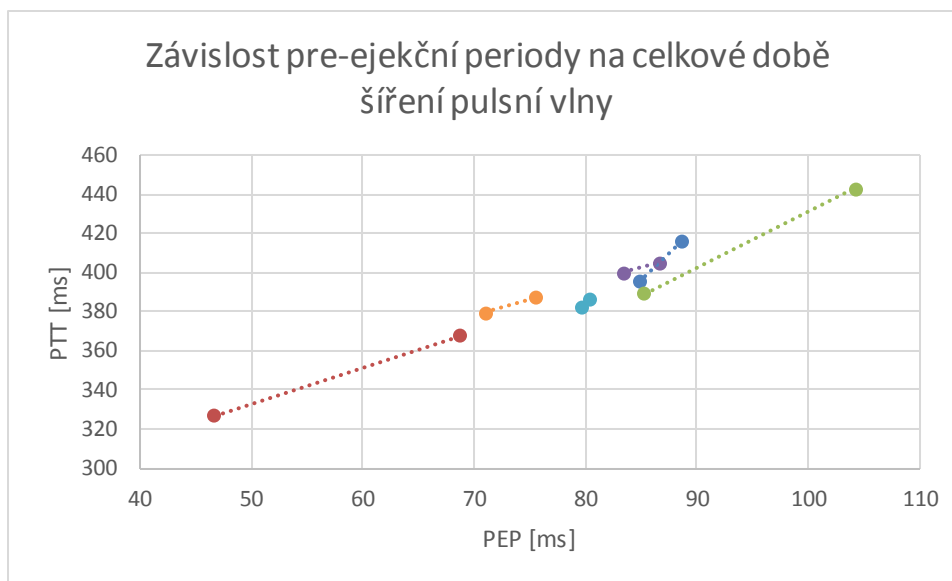
1. skupina:



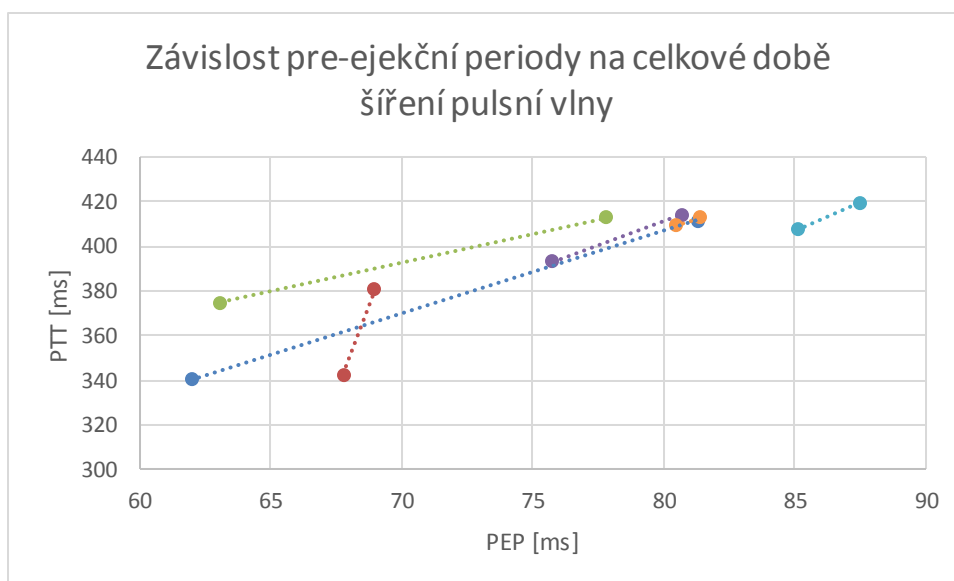
3. skupina:



4. skupina:



5. skupina:



Příloha 5 - Přiložené CD

Přiložené CD obsahuje PDF soubor se zpracovanou bakalářskou prací, včetně příloh, několik vybraných signálů měřených dobrovolníků v podobě textových dokumentů, algoritmy ke zpracování signálů v prostředí MATLAB a dokument Excelu s vytvořenou regresní analýzou pro všechny skupiny osob.